



Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А., Давыдов Д.Д.

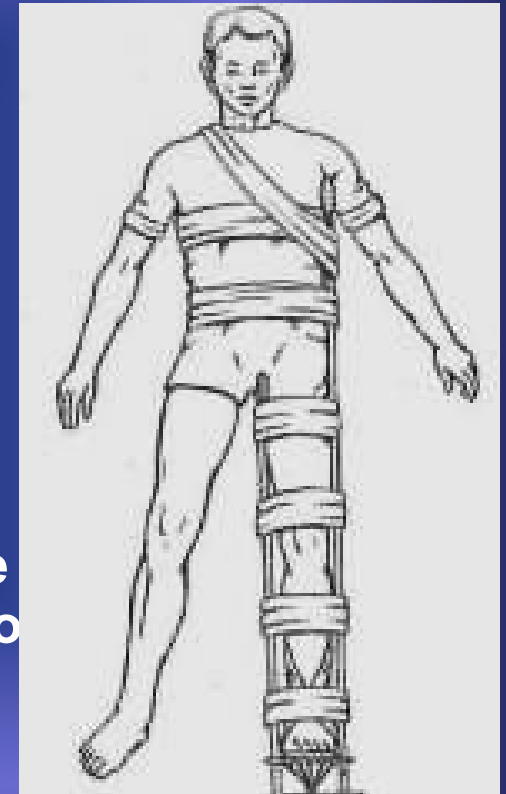
**Совершенствование методики
интрамедуллярного остеосинтеза,
модификация фиксаторов и
первый опыт клинического применения
штифтов «СарНИИТО» для остеосинтеза
диафиза бедренной кости**

Актуальность

Хирургия костей создавалась и эволюционировала в содружестве с биологией, имплантологией, металлостроением, а также в условиях жестких и непредсказуемых законов биомеханики.

Перенос механических законов прочности конструкций в остеосинтез и биологию заживления перелома, как это сделал **Pauwels (1935)**, оказал положительное влияние на развитие остеосинтеза.

Основными требованиями к остеосинтезу являются: первичная стабильность, минимальное нарушение процессов регенерации в зоне перелома, восстановление функции сегмента в раннем послеоперационном периоде, скорейшая социальная и бытовая адаптация пациентов [**Корнилов Н.В. 2004, Ключевский В.В. 1993, Мюллер М.Е. 1996, Похомова Н.А. 2002, Васюк В.Л. 2003**].



История развития

- Начинаются публикации о внутрикостной фиксации переломов с работ
- **В.И. Кузьмина (1893 г.), В.А. Перимова (1896 г.)**

И.К. Спижарский и В.И. Разумовский применяли гвозди для лечения переломов с 1906 года

E.W. Hey Groves (1912 г.) на 41 Конгрессе Германского хирургического общества выступил докладом «О применении интрамедуллярного штифтования» .
Большинство иностранных авторов считают его основоположником внутрикостной фиксации

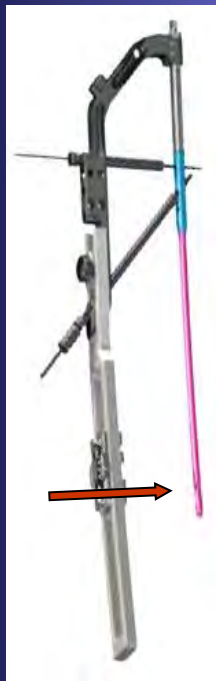
В.П. Охотский и А.Г. Сувалян совершенствуют внутрикостный остеосинтез - использованием «массивных» штифтов закрытым методом с рассверливанием костномозгового канала

Klemm K.W., Schelmann, W.D. (1972 г.) Первичная стабильность остеосинтеза достигается не «массивностью» штифта, не трехточковой фиксацией в костном канале, не эластичностью формы, а блокированием гвоздя через технологические отверстия блокирующими винтами.

ИТОГ - создание системы Grosse-Kempf. «...кость не должна находиться в условиях фиксации с повышенной ригидностью имплантатом (риск развития её атрофии), поэтому полый гвоздь является фиксатором с наиболее оптимальными механическими свойствами...» (Practise of Intramedullary Locked Nails, 2002).

Осложнения при БИОС встречаются довольно часто:

от 6,8% до 42,6% (Соколов В.А., Бялик Е.И., 2010 г.; Погосян Н.Д. и др., 2010 г.; Дергачев С.В. и др., 2011 г., Бондаренко А.В., Плотников И.А., 2013).



Инфекционные осложнения от 2,8% до 9,6%;

Замедленное сращение и ложный сустав в 13,3% случаях;

Контрактуры в 9,7% случаях;

Перелом металлоконструкции - 1,3 % (Соколов В.А. и др., 2010 г.)



При политравме частота осложнений возрастает до 30,5%
(Плотников И.А., 2014)

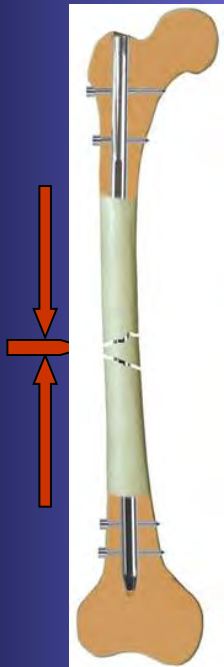
При длительносрастающихся переломах и ложных суставах

несращение от 24% до 52% при реостеосинтезе
(Зуев П.П., Барабаш А.П., и др., 2015)



Предпосылки для осложнений:

Зависят от тяжести травмы, локализации и типа повреждения, времени оперативного вмешательства, выбора металлоконструкции, ятрогенных факторов и специфических факторов:



- Блолируемые интрамедуллярные стержни распространены в клиниках, имеют серьезные недостатки с позиции физиологии кости.
- Стержень блокирует внутрикостную систему кровоснабжения, шинирует силовые нагрузки на конечность, между отломками формируется резорбционный диастаз, костеобразование замедляется.
- Существует проблема ротационных и поперечных перегрузок на поперечно введенные блокировочные винты.
- Система «кость-фиксатор» статична, управляемость репаративными процессами в этих условиях невозможна без повторных оперативных вмешательств по динамизации системы.



Сравнительный анализ осложнений (СарНИИТО), 2013

Название подгруппы	% осложнений		
	Инфекционные	Неинфекционные	Всего
АВФ спице-стержневой	18,8	43,7	62,5
АВФ стержневой	10	25	35
БИОС	3,6	6,9	10,5
Пластина DCP	0	20	20
Пластина LCP	0	14,3	14,3

Лучшим методом фиксации отломков, получившим широкое распространение в мировой практике является интрамедуллярный канюлированный стержень с поперечным блокированием его как дистально, так и проксимально от перелома.

Типы применяющихся интрамедуллярных стержней

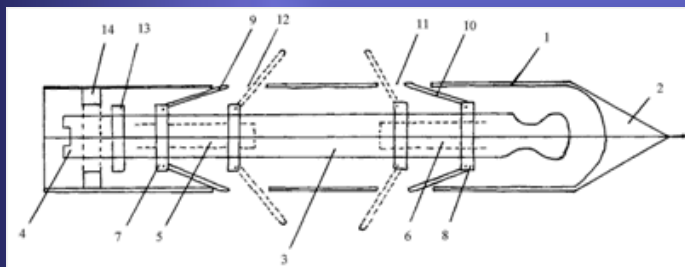
- Блокируемые винтами



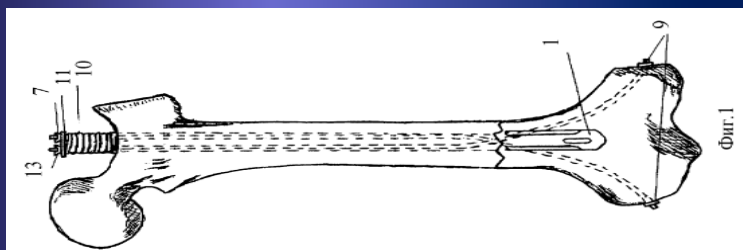
- Расширяющиеся (Fixion и др.)



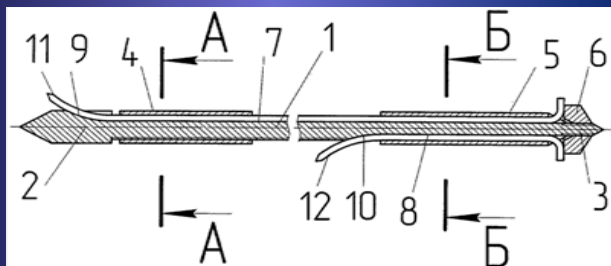
Типы применяющихся интрамедуллярных стержней



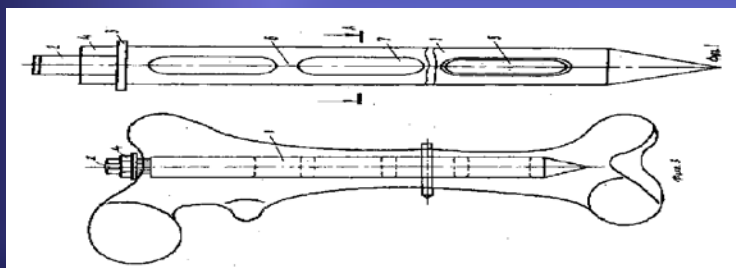
Пат. № 29654, 2003г.
Авторы: Галеев Ф.Ш. и др.
(г.Самара)



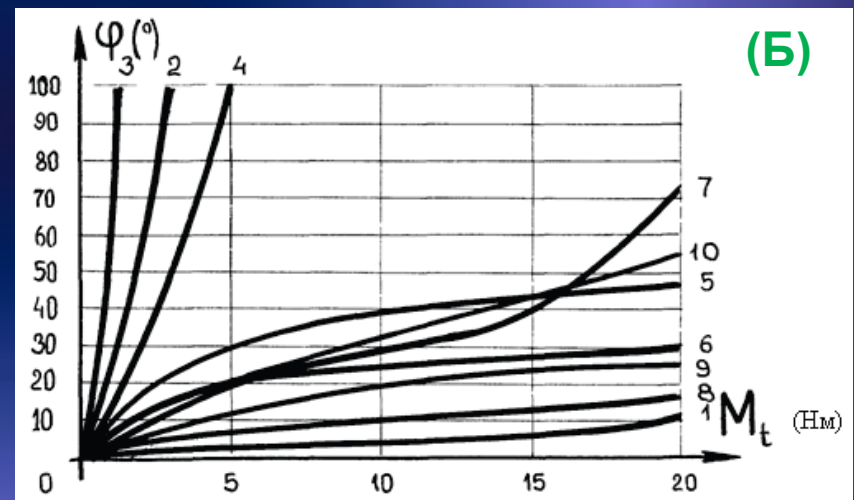
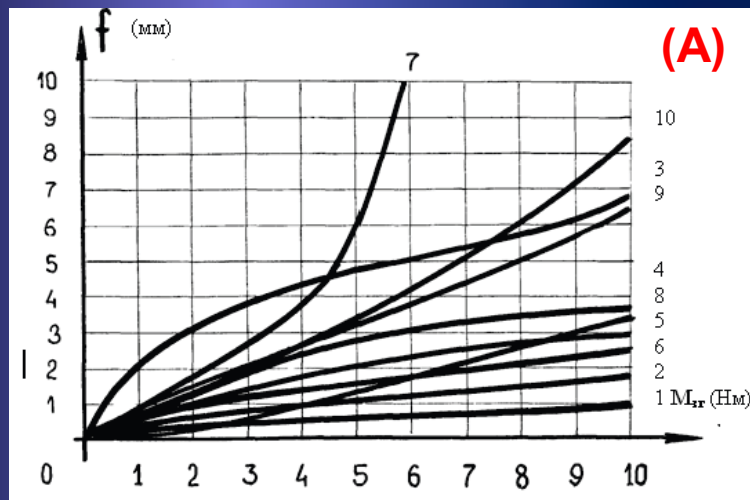
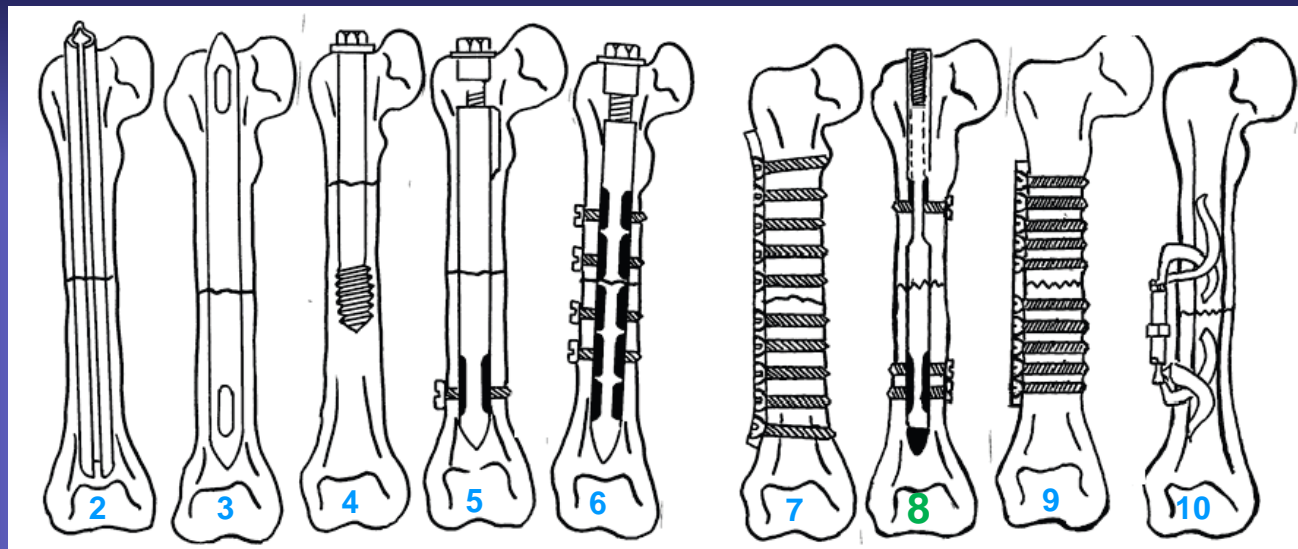
Пат. № 2261061, 2005 г.
Авторы: Оразлиев Д.А.и др.
Амурская гос. мед. академия



Пат. № 95497, 2010 г.
Автор: Бубнов В.С. (г.Курган)

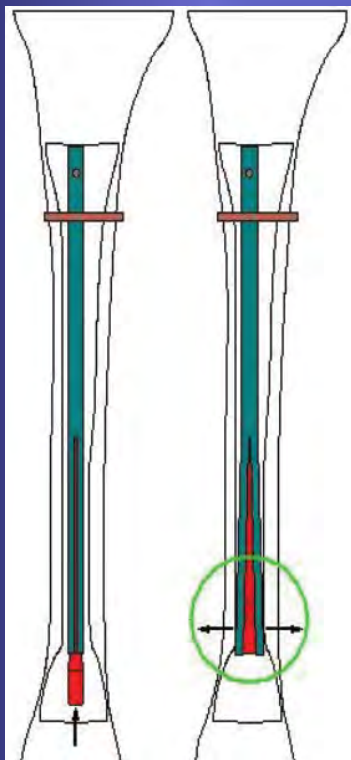


А.С. № 806014, 1978 г.
Автор: Рубленик И.М.
(Украина, г.Черновцы)

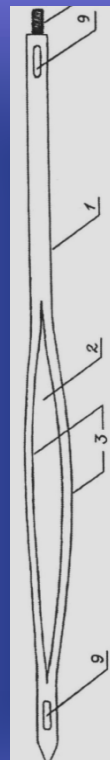


Характеристики сопротивляемости **изгибу (А)** и **кручению (Б)** препаратов неповрежденной бедренной кости (1) и ситезированных конструкциями: 2 – гвоздем Кюнчера; 3 – штыкоподобным штифтом; 4 – штифтом-штопором Сиваша; 5 – КМПФ-3; 6 – КМПФ-2; 7 – пластиной АО; **8 – КМПФ-5**; 9 – пластиной ХИТО; 10 – фиксатором Сеппо

Типы применяющихся интрамедуллярных стержней



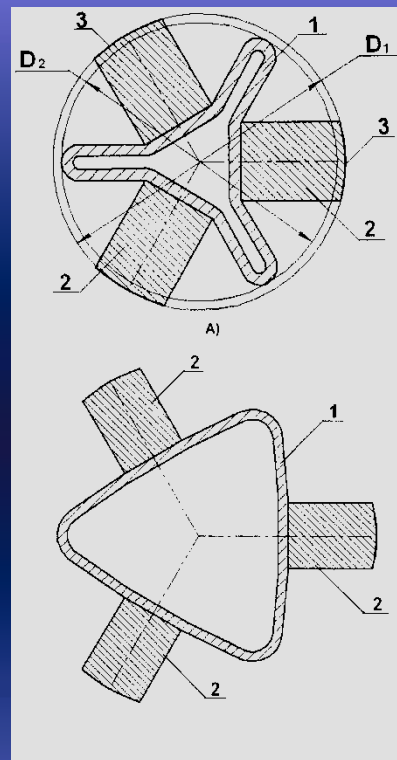
T. Ingrassia, A. Mancuso, V. Ricotta., 2011, Venice, Italy



Пат.РФ № 2506920
Авторы:
Гусейнов А.Г.,
Айгунов С.Г.



Kajzer A.,
Kajzer W.,
Marciniak J.
Expandable ,
2010.



Пат. РФ №2452426.
Авторы:
Проценко О.Н.,
Бойченко О.В.,
Котельников Г.П.,
Кристал М.М.



Четырех-
гранный
штифт
ЦИТО



Трех-
лопастный
гвоздь Смит-
Петерсена

Методы исследования

- Биомеханический

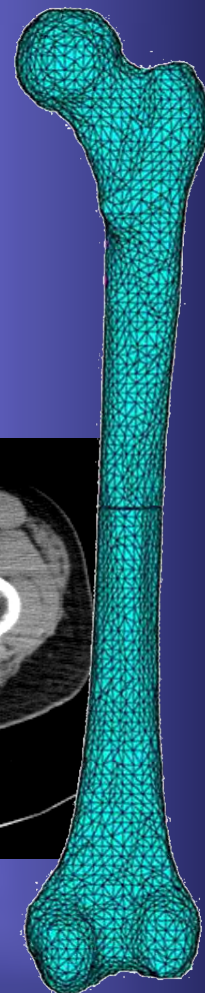
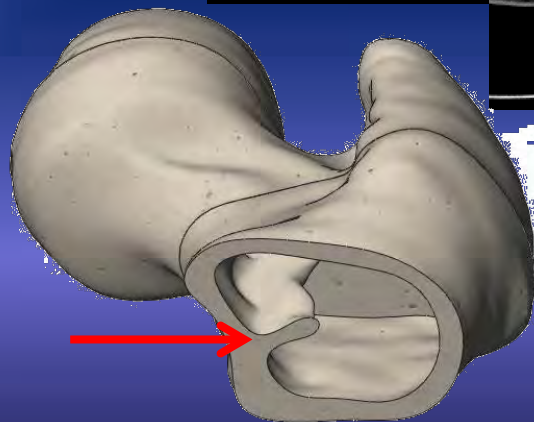
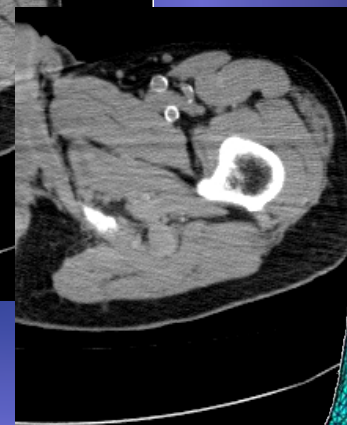
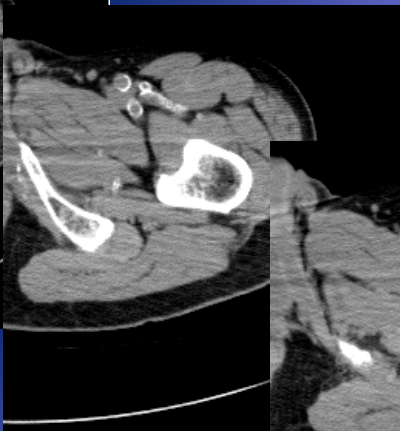
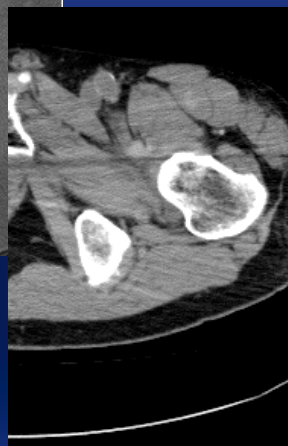
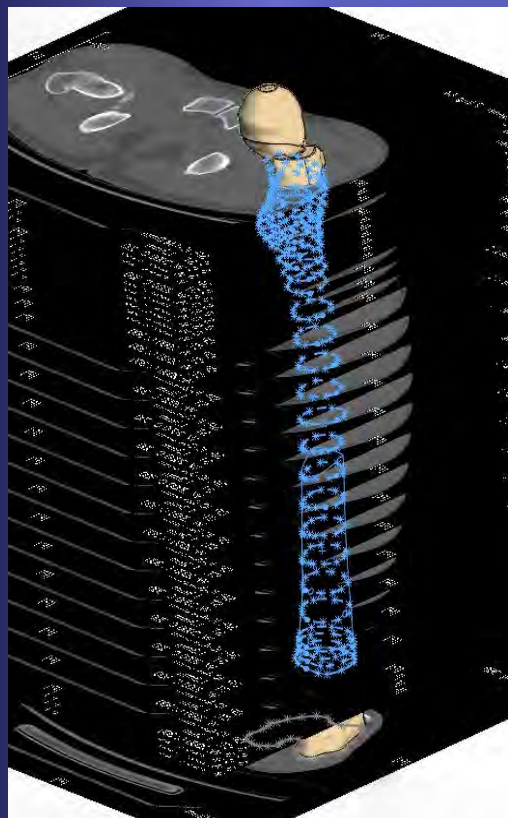


- методика компьютерного моделирования систем «кость-фиксатор» и
- метод количественной оценки нагрузений (конечных элементов)
Верховод А.Ю., Иванов Д.В., 2012;
Соловьев В.М. и др., 2010;
Raji Nareliya, Veerendra Kumar. , 2011;
Mimics [Электронный ресурс]. , 2012

Внешний вид нагружаемой бедренной кости в тарированной разрывной машины типа Р-10 № 1677, ГОСТ 7855-84,
Так же использовались пресс механический П-10 №92, ГОСТ 8905-82,
машины для испытания на кручение КМ-50-1 №66, ГОСТ 3565-58.

- Клинический
- Статистический

Воспроизведение геометрии бедренной кости на основе КТ



На поперечных срезах видны моделируемые костные слои:
кортикальный и трабекулярный.

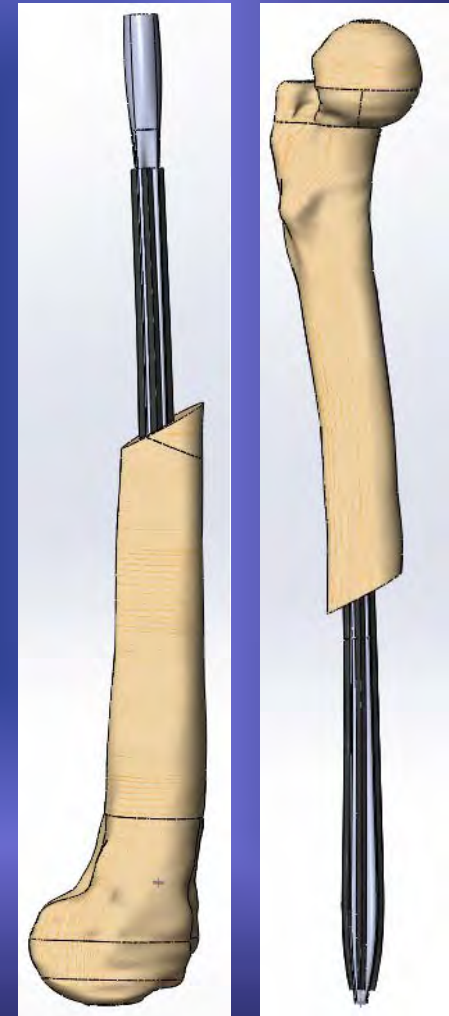
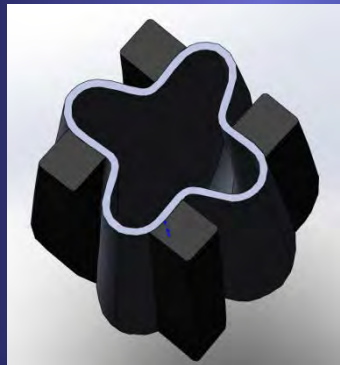
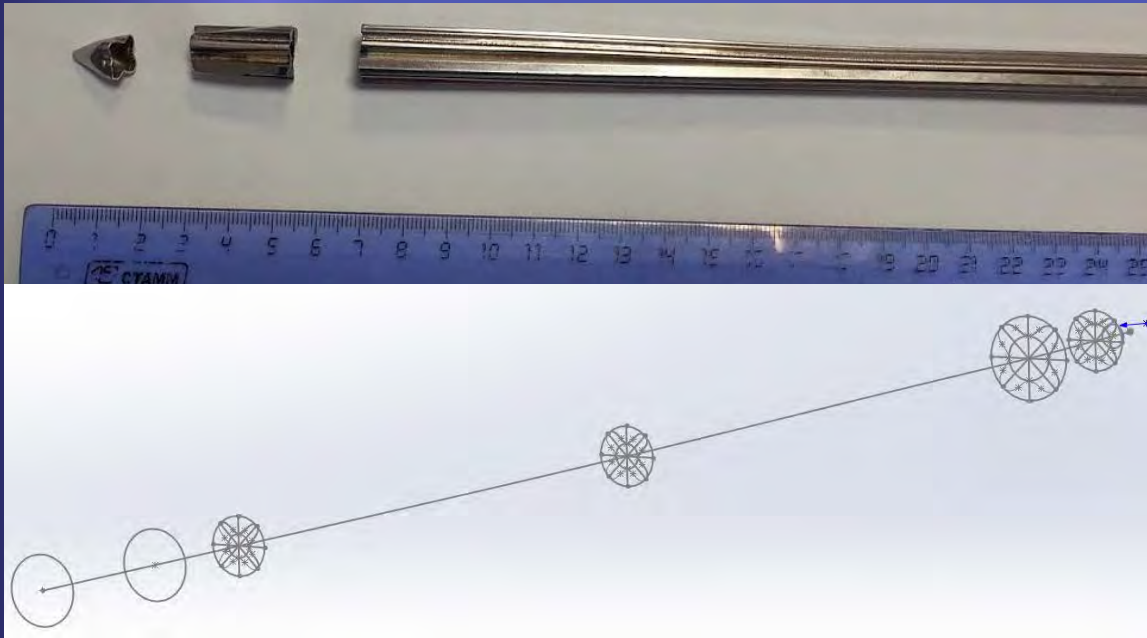
Механические параметры составляли:

- модуль Юнга кортикального слоя - $1.8 \cdot 10^{10}$ Па,
- модуль Юнга трабекулярного слоя, $1.2 \cdot 10^{10}$ Па,
- коэффициент Пуассона кортикального и трабекулярного слоев - 0,3.

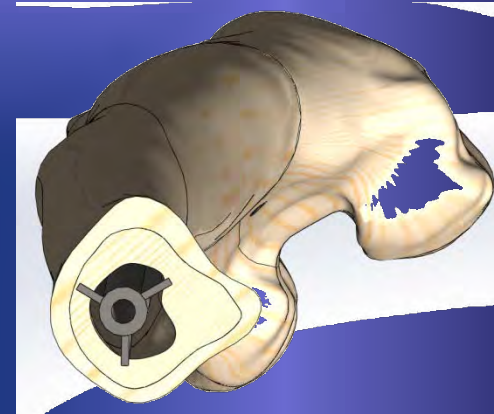
**[Cowin SC. Bone Mechanics Handbook. 2nd Edition. CRC Press; 2001.;
Rho J. Y., Tsui T. Y., Pharr G. M. Elastic properties of human cortical and trabecular
lamellar bone measured by nanoindentation. 1997. Biomaterials. Vol. 18. Iss. 20.
P. 1325–1330.]**

Между костными отломками и стержнем, а также в месте перелома ставился контакт без трения.

Построение трехмерной модели стержня Fixion после его расширения давлением и установки в бедренную кость



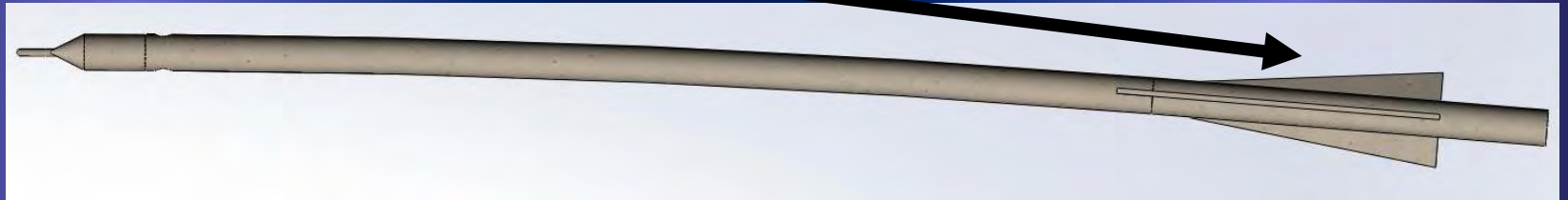
Изометрическая модель остеосинтеза разными типами стержней



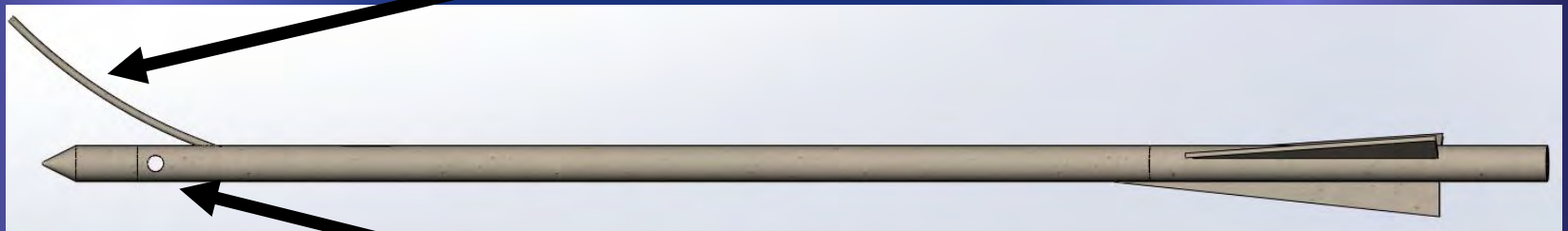
Конструкция стержня СарНИИТО

1. Стержень цилиндрической формы с тремя проксимальными лопастями и дистальным блокирующим винтом

Три ребра в проксимальном отделе



Упругая спица для фиксации в одном из мышечков



Отверстие под блокирующий винт

Дизайн «Устройства ...»

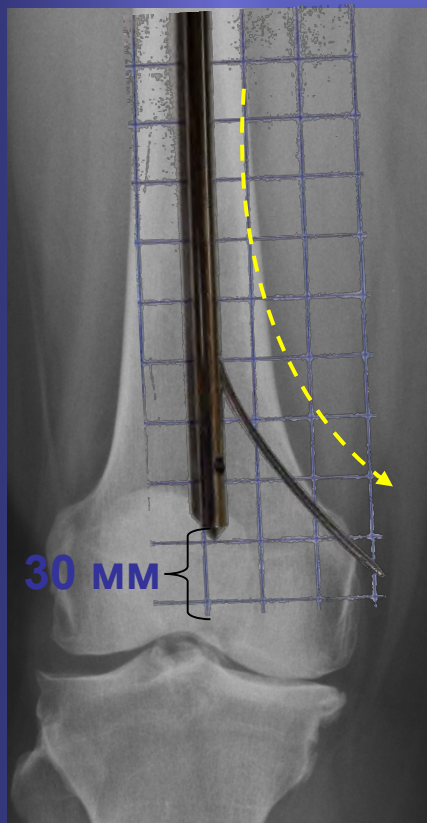
Патент РФ № 115646 , от 2012 г.

Авторы: Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А.



- Интрамедуллярное блокирующее устройство выполнено из биоинертных сплавов (сталь, титан)
- Конструктивно – это открытый цилиндр который состоит из основного тела и трех продольных лопастей закрепленных на теле в проксимальной части
- Продольный контур разработан специально под анатомию костномозговой полости бедренной кости
- В дистальной и проксимальной частях цилиндра имеются отверстия для блокирования стержня в костномозговом канале кости

Преимущества стержня СарНИИТО



Проксимальный отдел фиксируется тремя лопастями с учетом анатомии.

- Снижение инвазивности процедуры блокирования стержня в костномозговом канале кости за счет выхода спицы изнутри стержня - кнаружи.

Исключаются ротационные смещения отломков

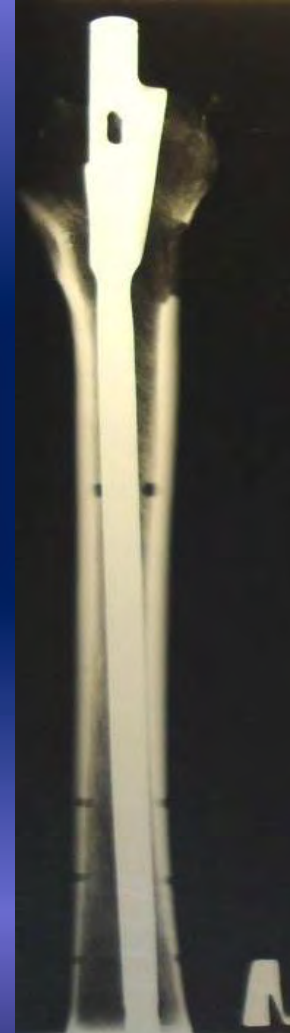
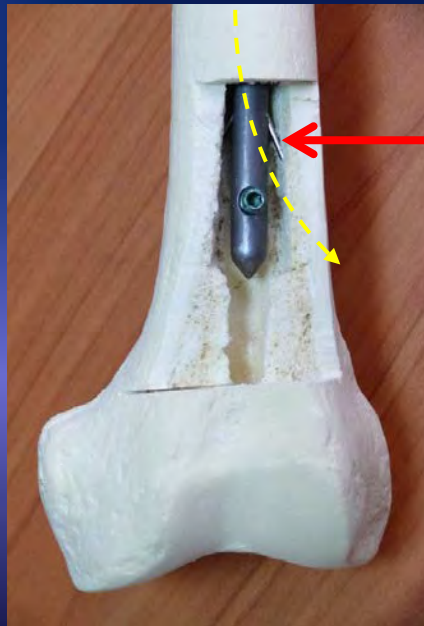
- Уменьшение необходимости количества вводимых блокировочных винтов (вплоть до отсутствия)
- Осевая самодинамизация стержня в системе

Мышечная аутокомпрессия исключает образование резорбционного диастаза. Процесс заживления костной раны идет без компрометации.

Отпадает необходимость в повторной операции по «динамизации»

Макет остеосинтеза бедра стержнем СарНИИТО

антеградно



Дизайн «Устройства ...» «ВНВ»

Патент РФ № 2526242, от 2013 г.

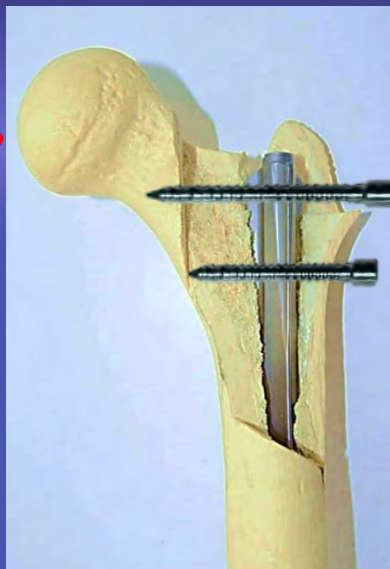
Авторы: Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А.



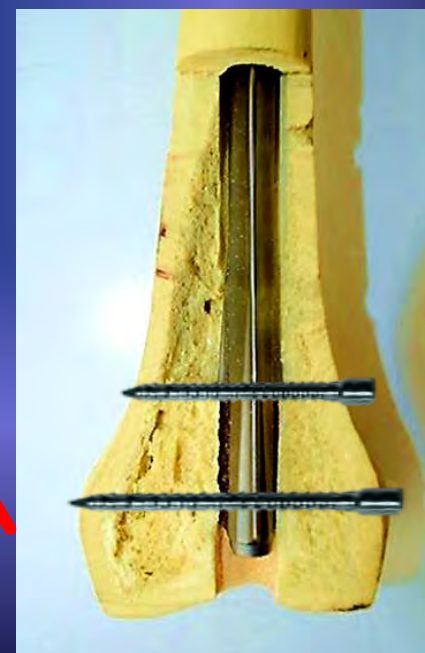
- Интрамедуллярное блокирующее устройство выполнено из биоинертных сплавов (сталь, титан)
- Конструктивно – это канюлированный трехгранник, лопасти которого заострены с расширением к проксимальному концу
- Продольный контур разработан специально под анатомию костномозговой полости бедренной кости
- В дистальной и проксимальной частях трехгранника имеются пазы для блокирования стержня в костномозговом канале кости
- В дистальном конце стержня лопасти имеют насечки (типа рашпиля) для прохождения физиологических сужений кости

Макет остеосинтеза бедра стержнем «BNB»

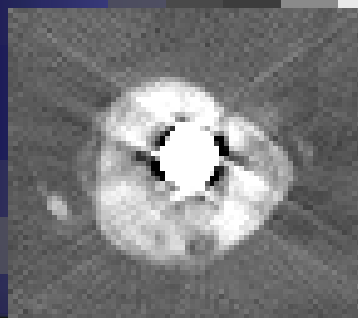
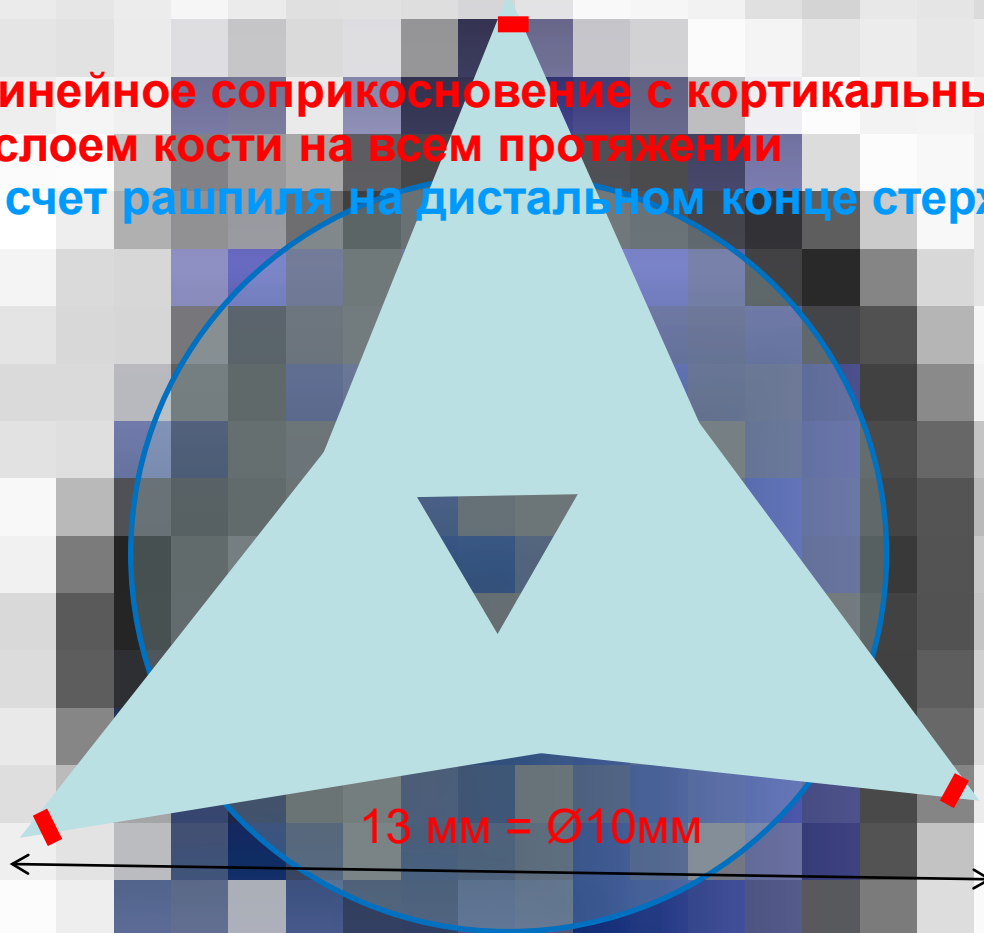
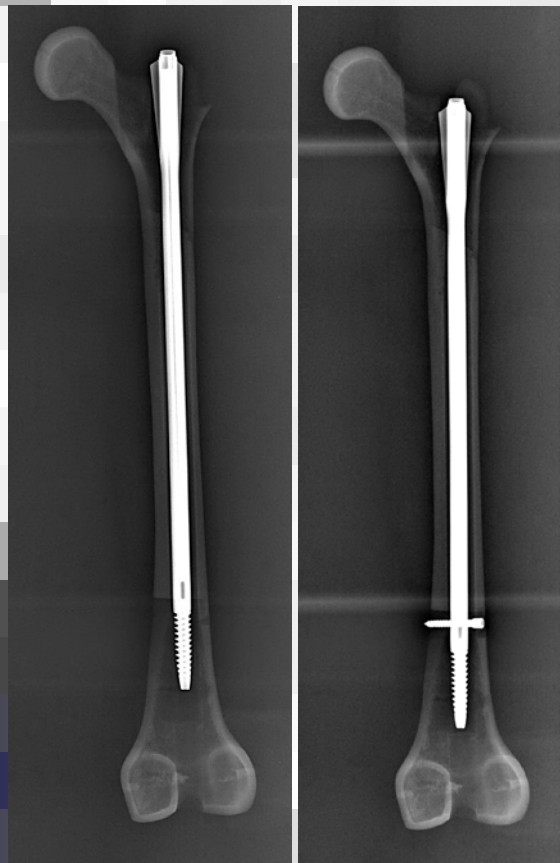
антеградно



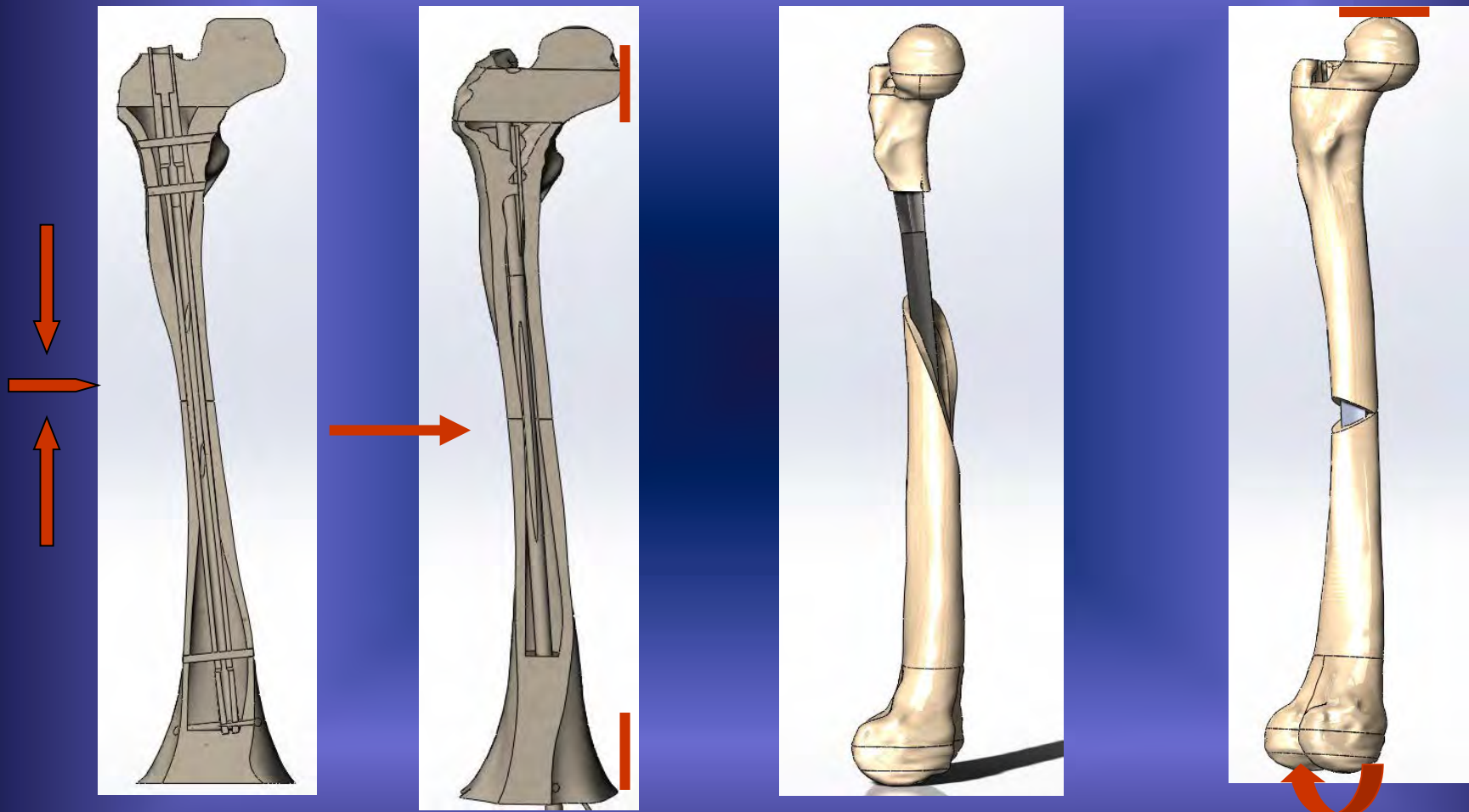
ретроградно



**Плотное, линейное соприкосновение с кортикальным
слоем кости на всем протяжении**
(врезание за счет рашпиля на дистальном конце стержня)

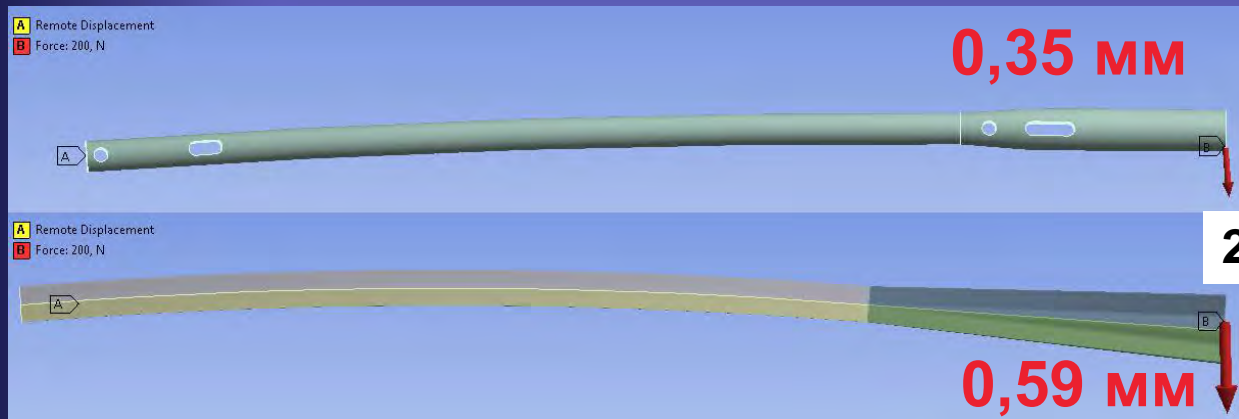


Трёхмерная модель системы «кость-фиксатор» и виды нагрузений



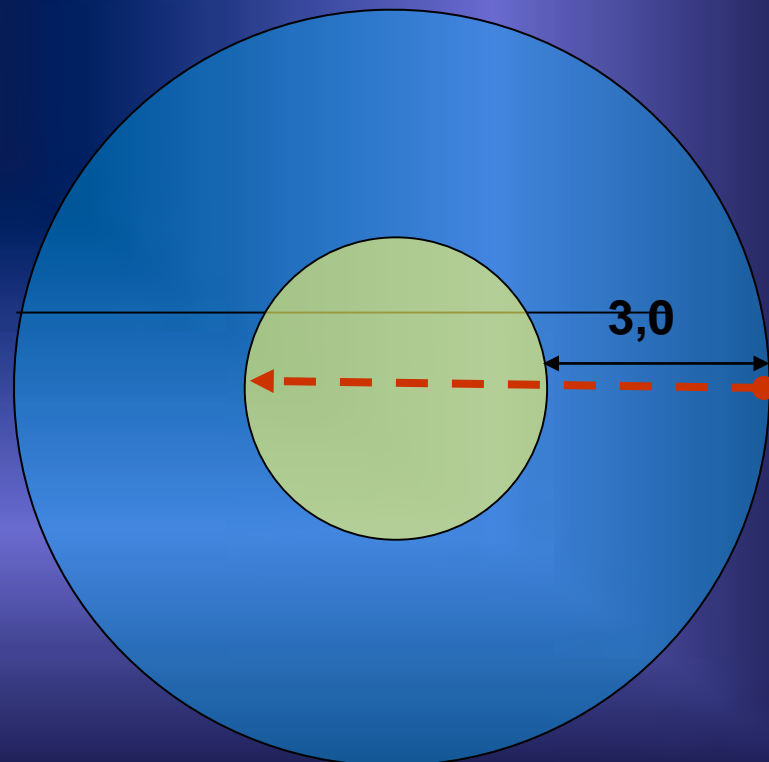
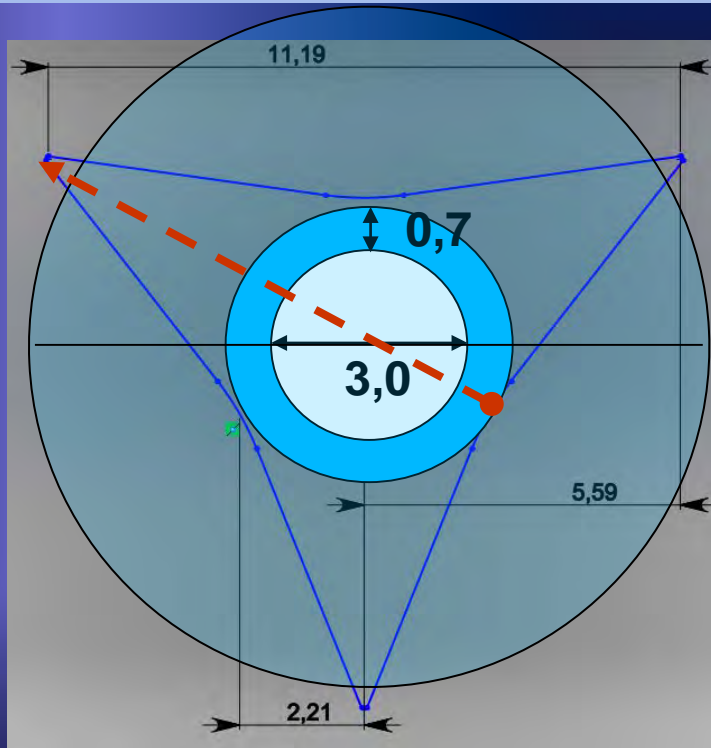
Mimics [Электронный ресурс]. , системы автоматизированного проектирования SolidWorks

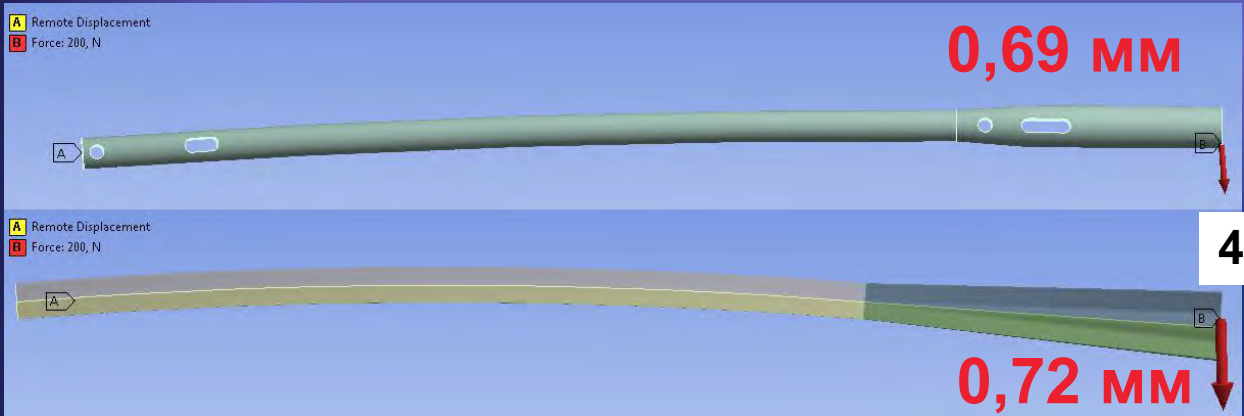
Изгиб стержней в зависимости от формы при поперечной нагрузке 200Н



ChM (d=10; L=36)

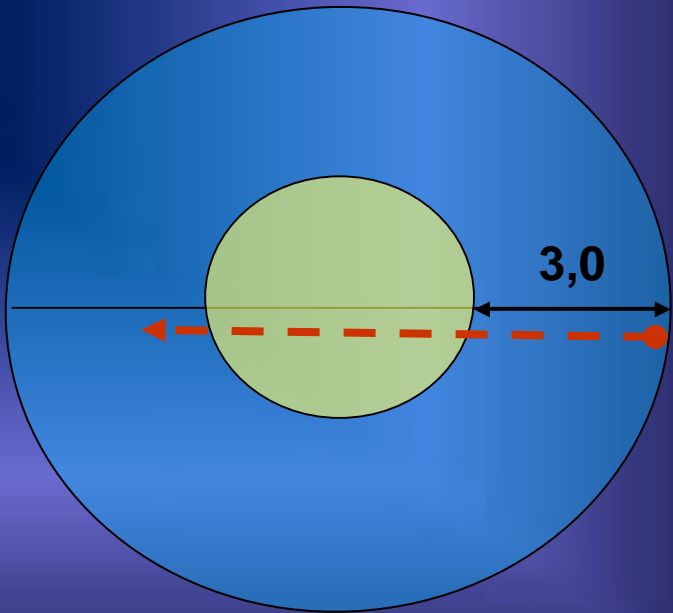
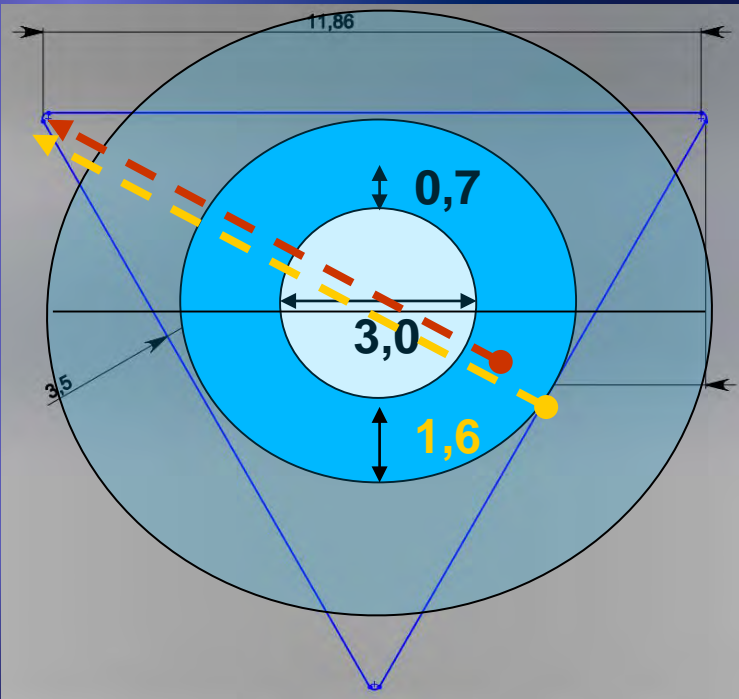
BNB (d=11,2; L=36)



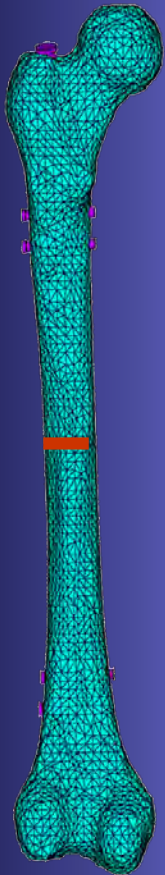


ChM (d=10; L=36)

BNB (d=11,2; L=36)



Эффективные напряжения (по Мизесу) в системе «кость-фиксатор» при **поперечном** переломе типа А3 (МПа)



№	Вид и величина нагрузки, Н	Эффективные напряжения по Мизесу, МПа	
		Стандартный интрамедуллярный стержень (ChM)	стержень СарНИИТО
1	Осевая 600 Н	220	200 <10%
2	Осевая 800 Н	320	270 <18%
3	Осевая 1000 Н	450	350 <28%
4	Поперечная 100 Н	380	300 <26%
5	Скручивающая 10 Нм	2000	500 <400%

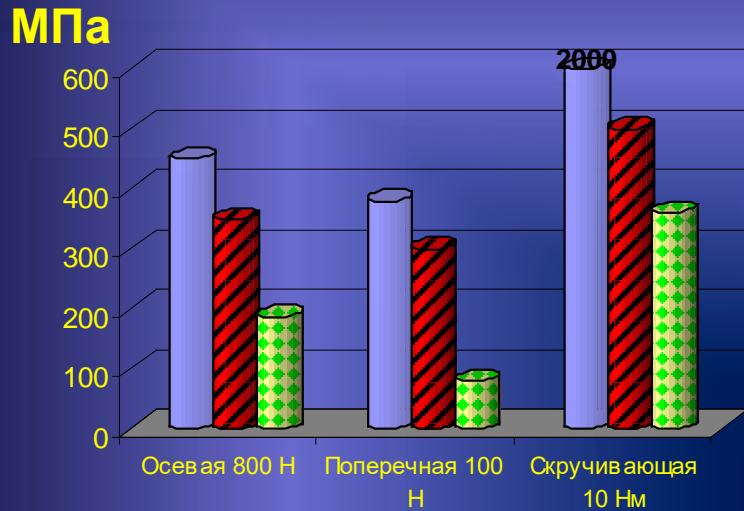
Эффективные напряжения в системе «кость-фиксатор» при разных типах переломов (по Мизесу).

№	Вид и величина нагрузки, Н	Интрамедуллярный блокированный стержень (ChM)			Стержень СарНИИТО		
		вид перелома					
		поперечный (A3)	косой (A1)	оскольчатый (B2)	поперечный (A3)	косой (A1)	оскол. (B2)
1	Осевая 1000 Н	450	150	100	350 <22%	150	100
2	Поперечная 100 Н	380	120	200	300 <21%	100 <20%	180 +10%
3	Скручивающая 10 Нм	2000	200	180	500 < 400%	150 <25%	130 <28%

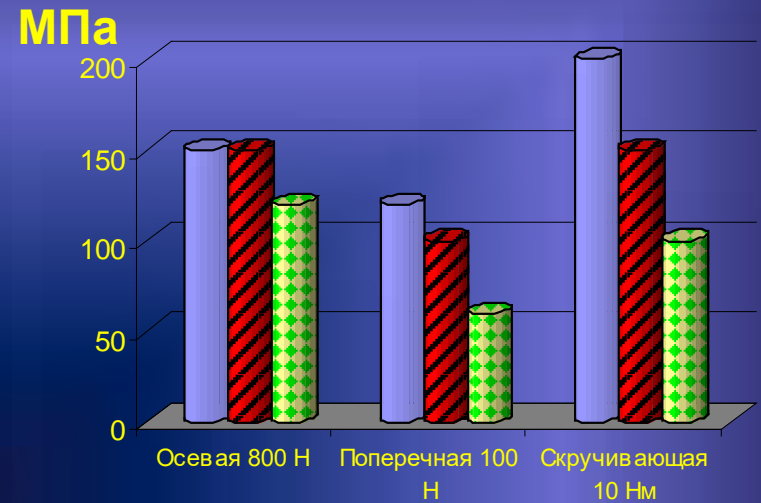
Эффективные напряжения в системе «кость-фиксатор» по Мизесу при разных типах переломов (МПа).

№	Вид и величина нагрузки, Н	Интрамедуллярный блокированный стержень (ChM)			Стержень «BNB» (трехлопастной)		
		вид перелома					
		косой (A1)	поперечный (A3)	оскол. (B2)	косой (A1)	поперечный (A3)	оскол. (B2)
1	Осевая 1000 Н	150	450	100	150	350 <22%	100
2	Поперечная 100 Н	120	380	200	100 <20%	300 <21%	180 +10%
3	Скручивающая 10 Нм	200	2000	180	150 <25%	500 < 400%	130 <28%

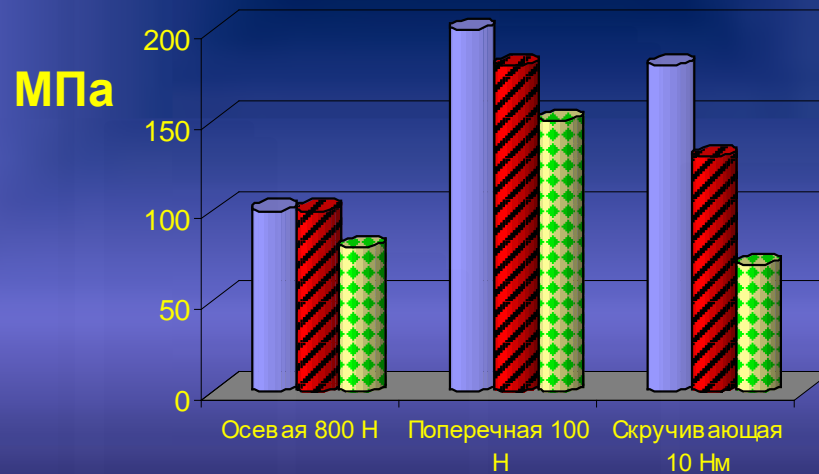
Эффективные напряжения в системе «кость-фиксатор» по Мизесу при разных типах переломов (МПа).



■ ChM A1 ■ СарНИИТО A1 ■ Трехлопастной A1

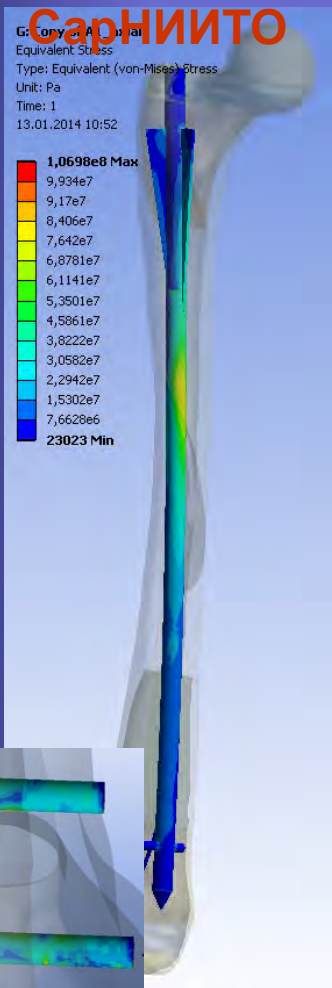


■ ChM A3 ■ СарНИИТО A3 ■ Трехлопастной A3

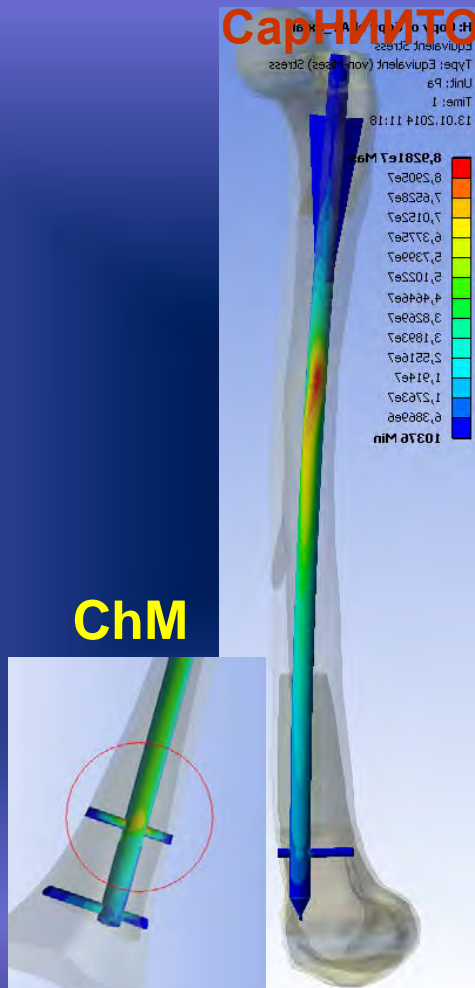


■ ChM B2 ■ СарНИИТО B2 ■ Трехлопастной B2

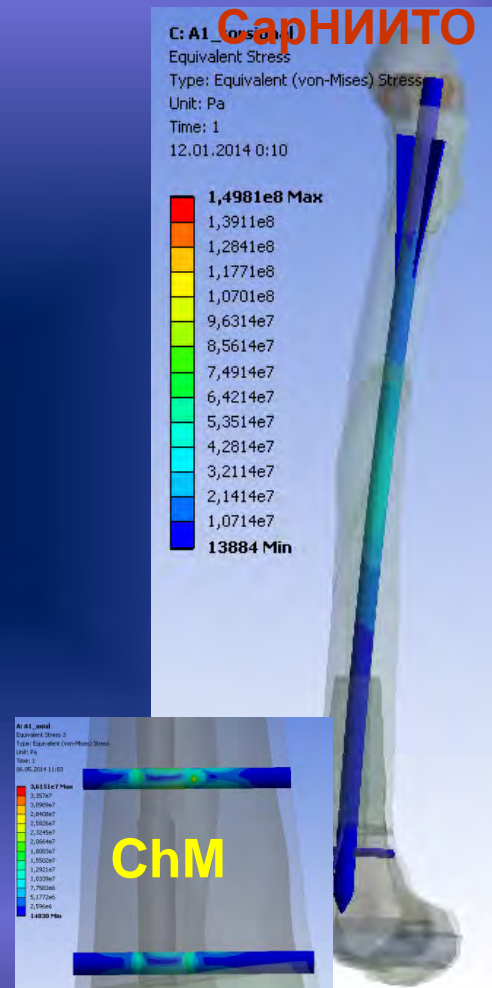
Распределение напряжений в системе «кость-фиксатор» при переломе типа A1 в средней трети бедра



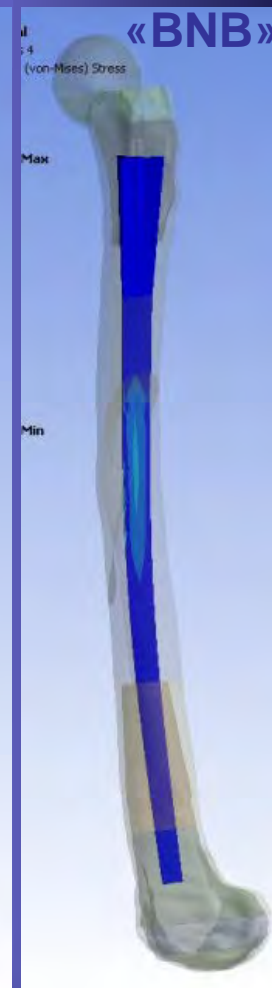
Осевая нагрузка



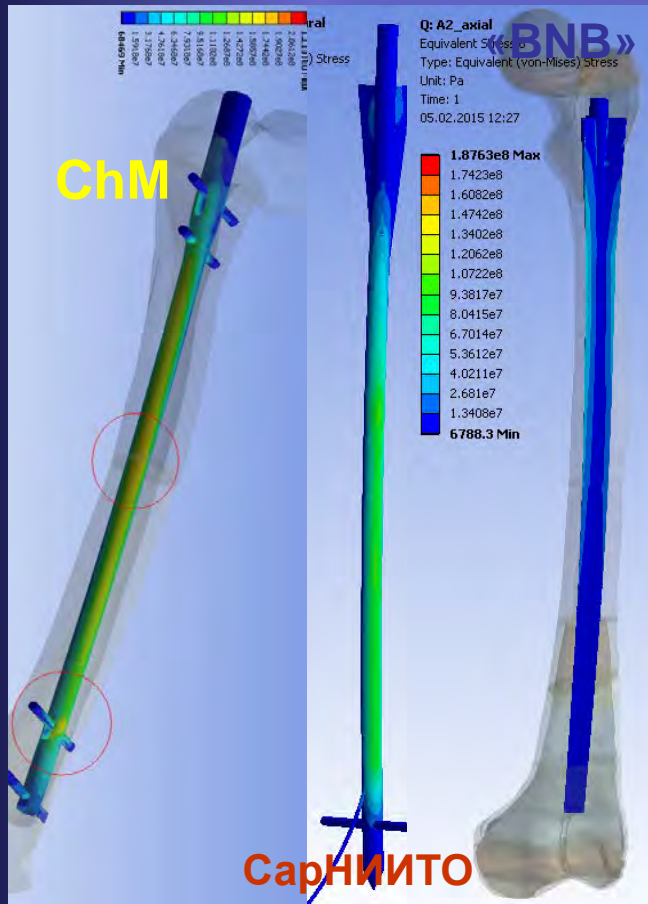
Поперечная нагрузка



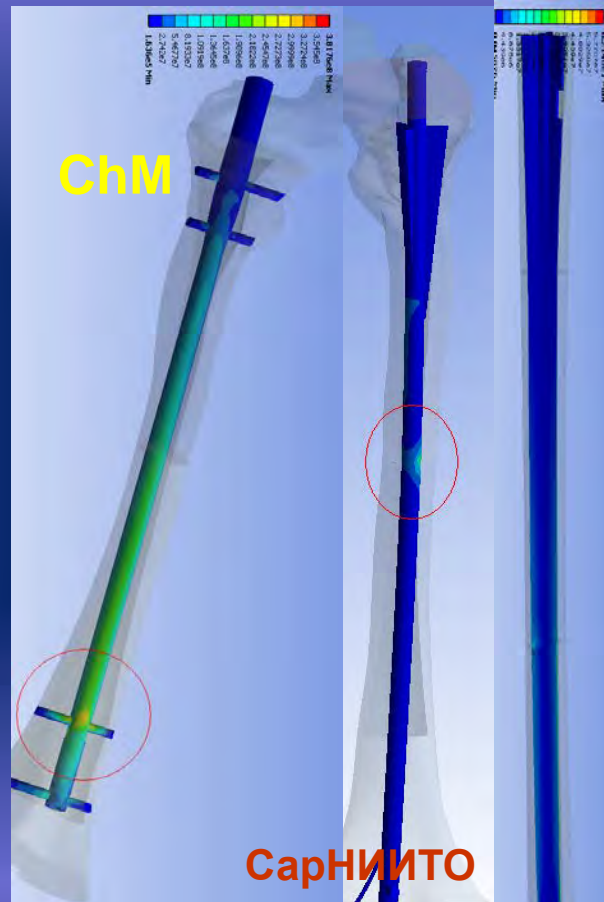
Ротационная нагрузка



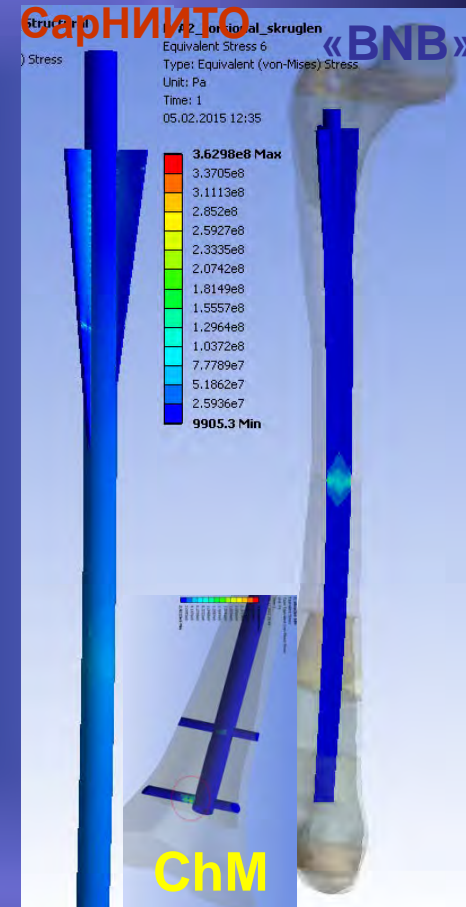
Распределение напряжений в системе «кость-фиксатор» при переломе типа А3 в средней трети бедра



Осевая нагрузка

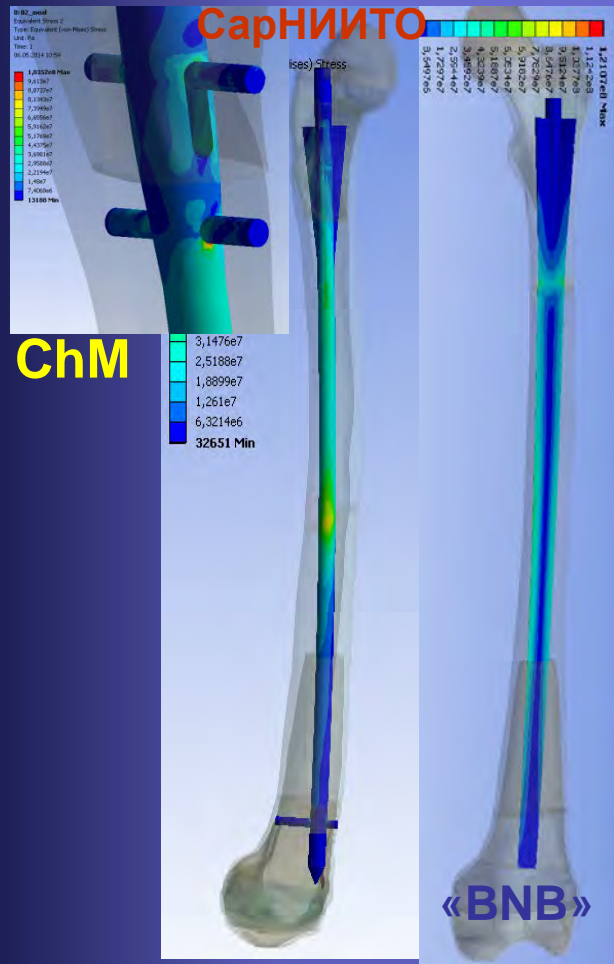


Поперечная нагрузка

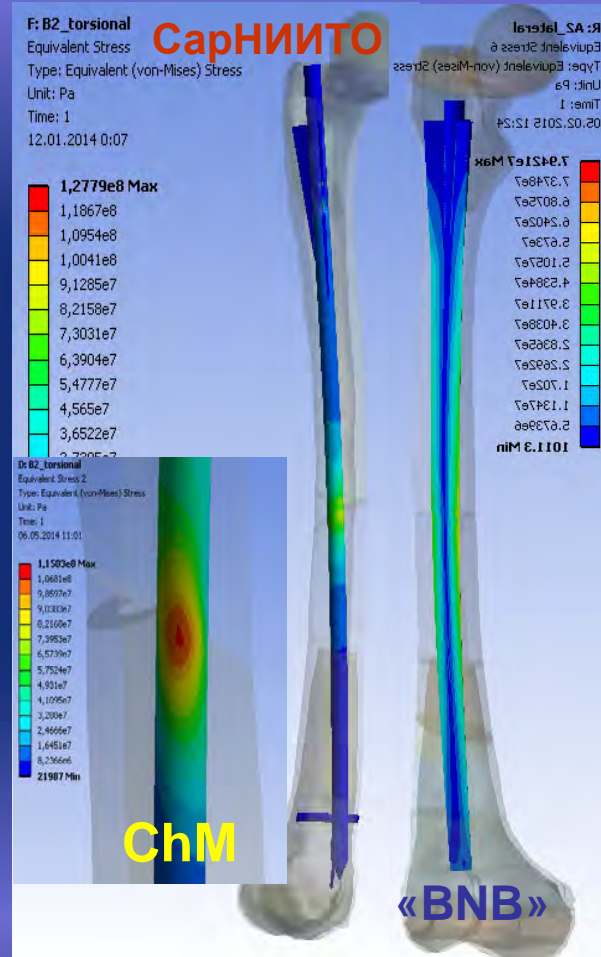


Ротационная нагрузка

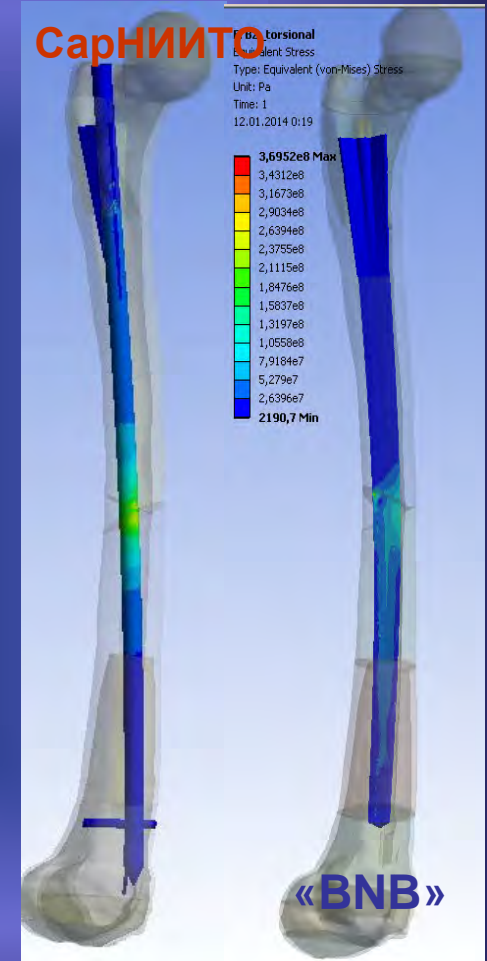
Распределение напряжений в системе «кость-фиксатор» при переломе типа B2 в средней трети бедра



Осевая нагрузка



Поперечная нагрузка



Ротационная нагрузка

Максимальные перемещения (в мм) системы «кость - имплантат» при моделировании осевой, поперечной и скручивающей нагрузок

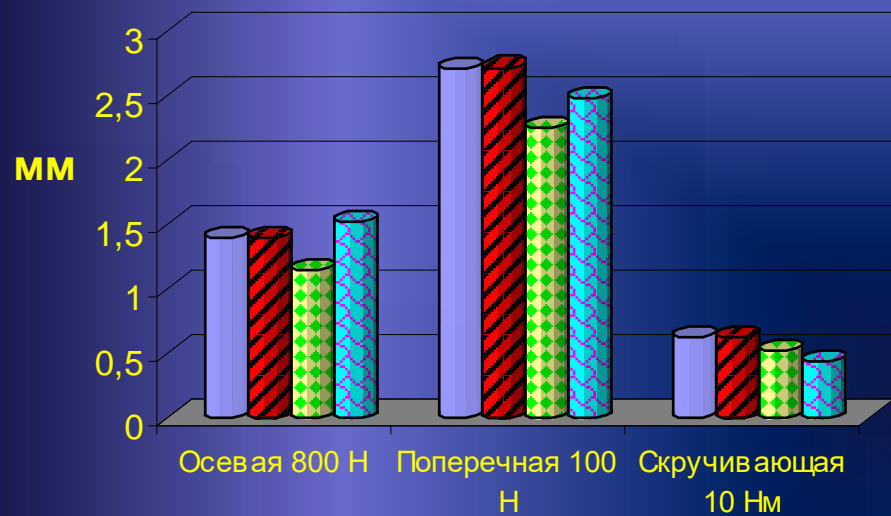
Нагрузка	Fixion		Стандартный блокируемый стержень ChM	
	Перелом A1	Перелом B2	Перелом A1	Перелом B2
Осевая 1000Н	1,53	1,33	1.40	1.44
Поперечная 100 Н	2,48	2,40	2.71	3.36
Скручивающая 10Нм	0,44	0,44	0.63	1.20

Осевая 1000Н	1.15	<18%	1.40	<1%	1.4	1.18	<22%
Поперечная 100Н	2.26	<17%	2.70	<20%	2.72	2.95	<14%
Скручивающая 10Нм	0.52	<18%	0.60	<50%	0.63	0.62	<49%

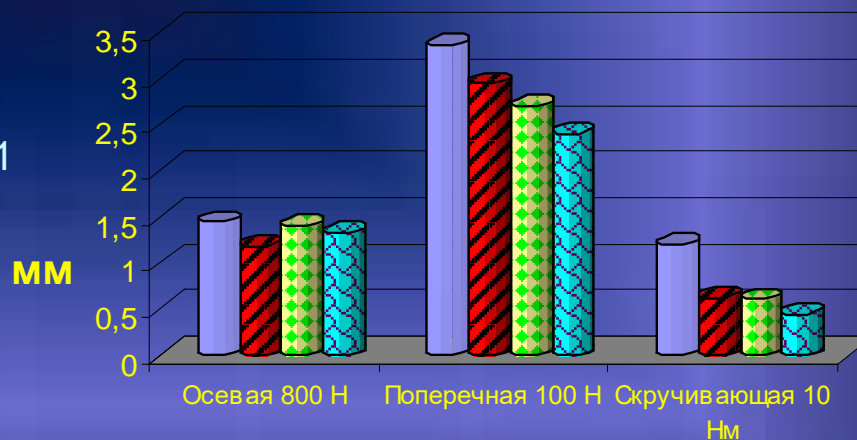
Стержень трехлопастной

Стержень СарНИИТО

Максимальные перемещения (в мм) системы «кость - имплантат» при моделировании осевой, поперечной и скручивающей нагрузки

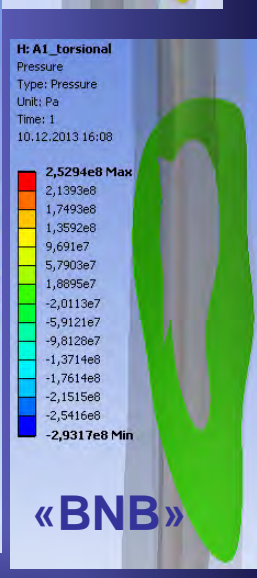
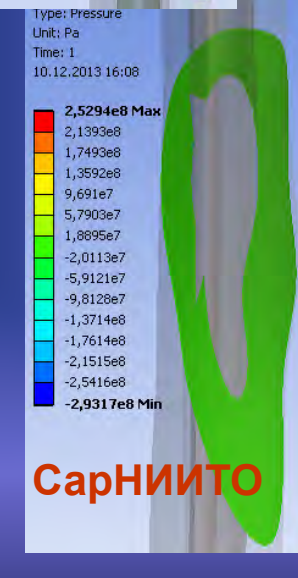
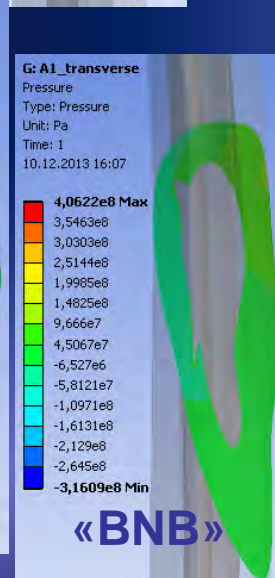
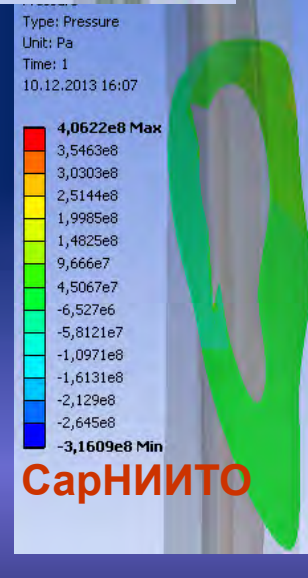
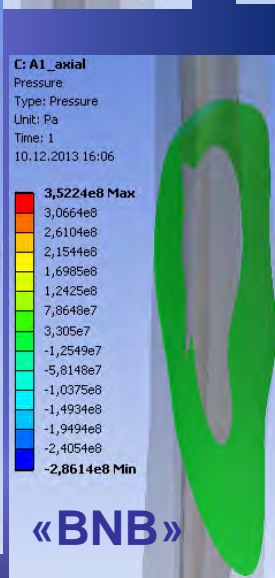
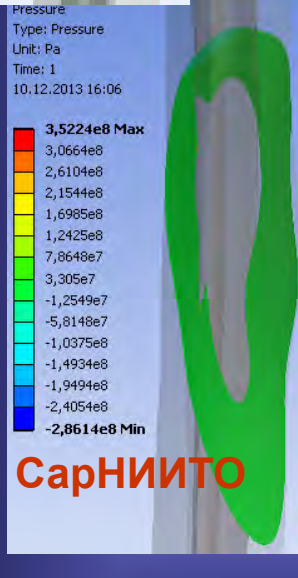
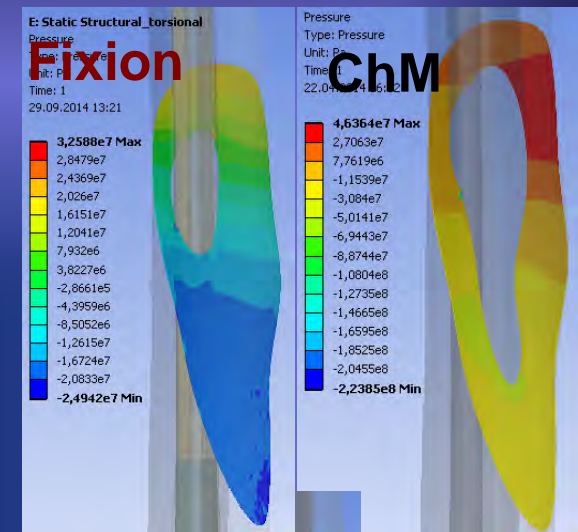
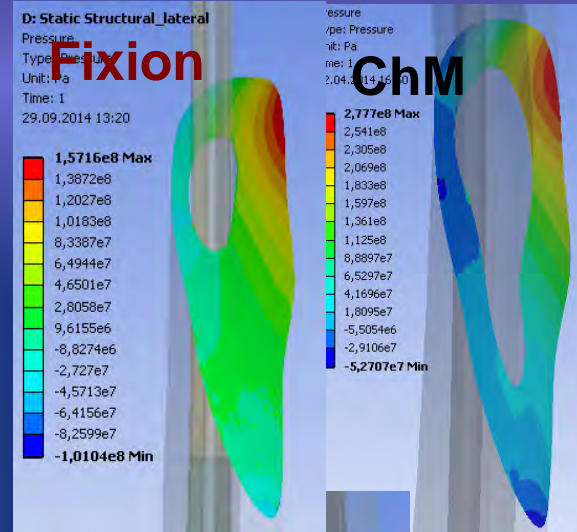
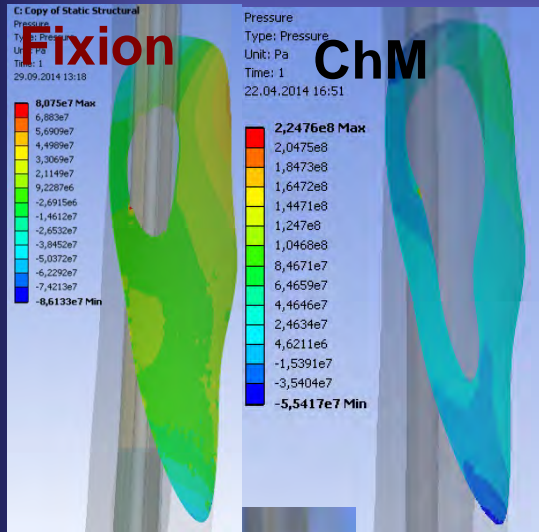


■ ChM A1 ▨ CapНИИТО A1
■ Трехлопастной A1 ■ Fixion A1



■ ChM B2 ▨ CapНИИТО B2
■ Трехлопастной B2 ■ Fixion B2

Контактное давление между отломками для перелома типа A1

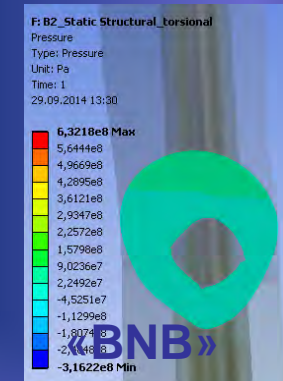
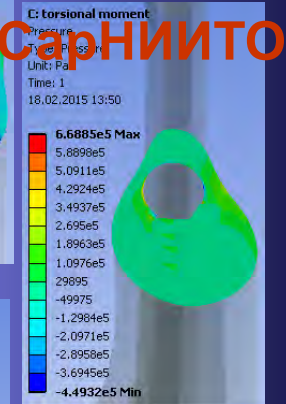
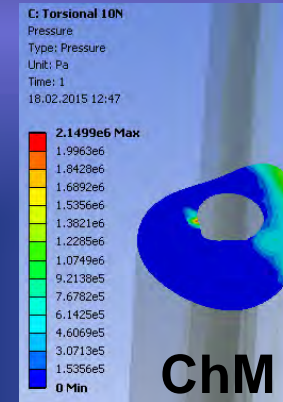
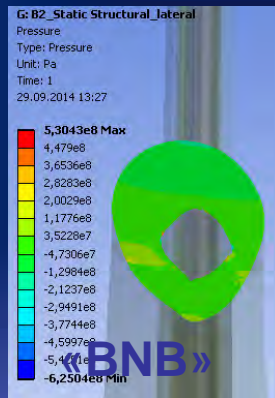
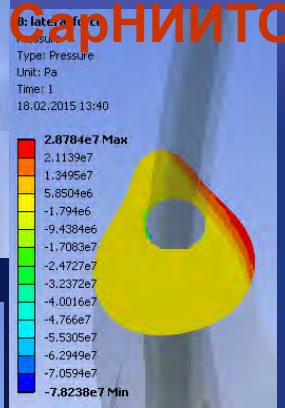
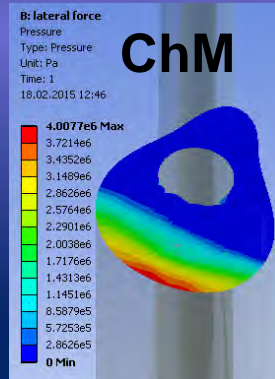
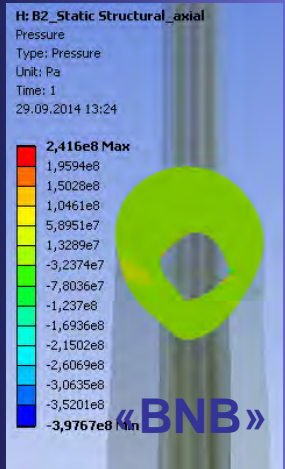
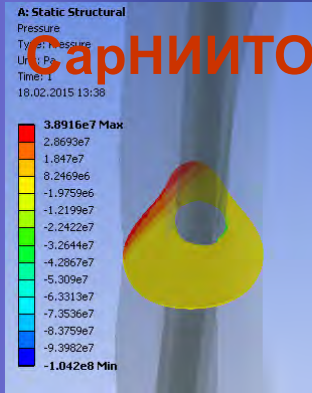
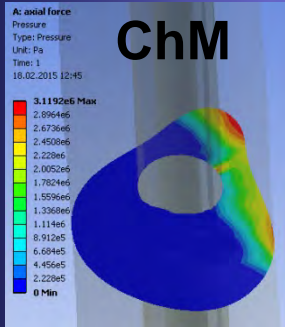


осевая сила

поперечная сила

скручивающий момент

Контактное давление между отломками для перелома типа А3

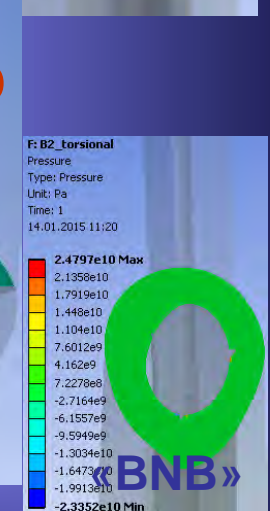
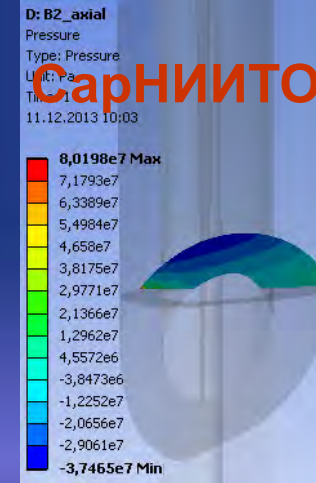
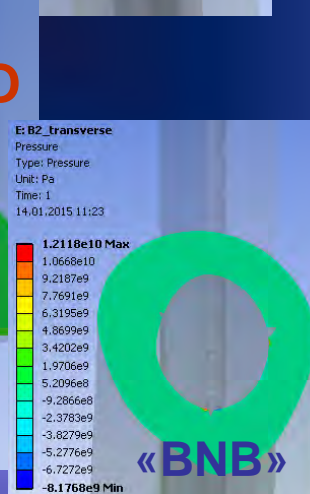
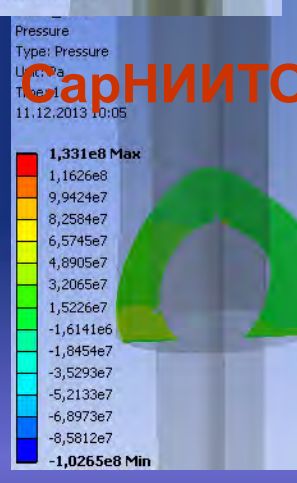
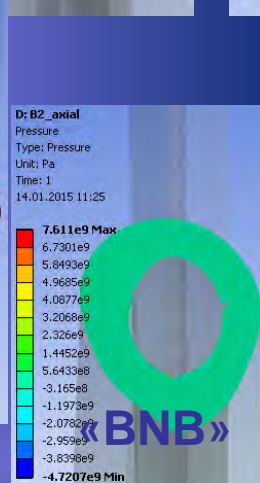
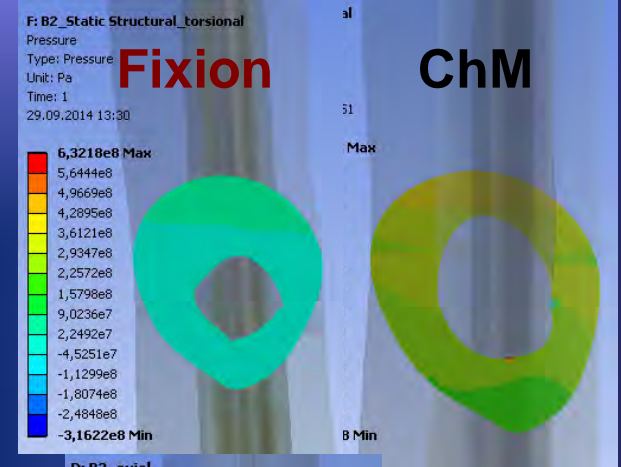
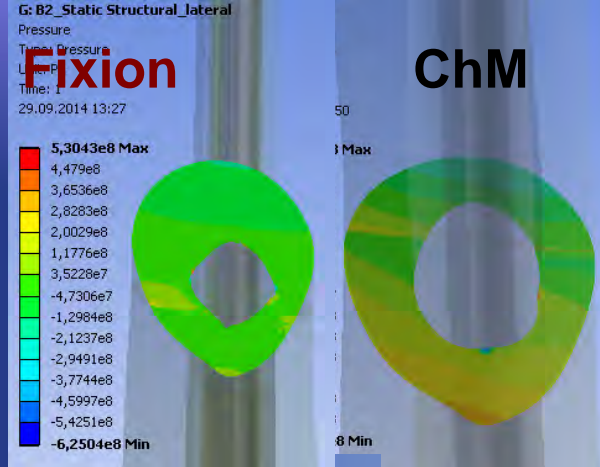
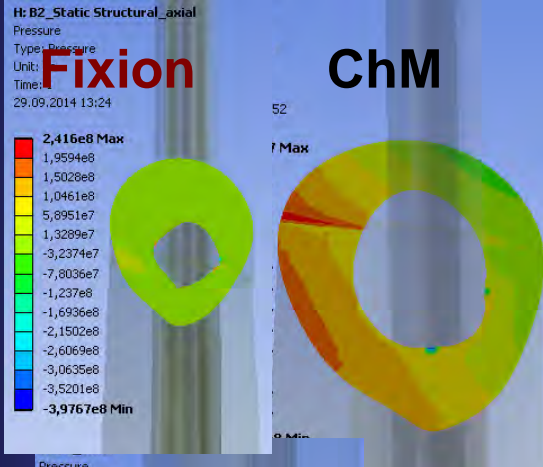


осевая сила

поперечная сила

скручивающий момент

Контактное давление между отломками для перелома типа B2



осевая сила

поперечная сила

скручивающий момент

Максимальные перемещения (в мм) системы «кость- имплантат» на трех уровнях переломов (трехлопастной стержень «ВNB»)

Нагрузка	Перелом А1			Перелом В2		
	Верхняя треть	Средняя треть	Нижняя треть	Верхняя треть	Средняя треть	Нижняя треть
Осевая	1.03	1.15	1.12	0.94	1.42	1.00
Поперечная	2.07	2.26	2.94	1.97	2.89	2.97
Скручивающая	0.37	0.52	0.39	0.33	0.99	0.48

Выводы:

1. Разработанные интрамедуллярные блокированные стержни СарНИИТО и трехлопастной («ВNB») имеют ряд преимуществ перед стержнем с поперечным блокированием, как в технике установке, анатомичности, так и в большей физиологичности для процессов регенерации
2. Основные биомеханические показатели в системе «кость-фиксатор» у предложенных интрамедуллярных стержней превосходят показатели стержня с поперечным блокированием по разным видам нагрузки на 10-150%.

Экономическая эффективность разработанных технологий остеосинтеза

1. Стоимость интрамедуллярного стержня : дешевле импортных аналогов (на 20 тыс.рублей)
2. Исключение затрат на повторные операции по динамизации (через 2-3 месяца) – 15 тыс. рублей на каждого человека
3. Экономия интраоперационного времени (на 30 минут)
4. Отсутствие осложнений в виде замедления костеобразования (15%)
5. Расширение возможности использования (в отделениях где отсутствует Э

При обеспечении ТО на 40 коек (СарНИИТО):

- За 2013 год выполнено 643 операции БИОСа
- Экономия по затратам на приобретение фиксаторов - 12 млн. руб.
- Экономия на повторных операциях (динамизация) - 10 млн. руб.
- +Экономия на выплатах по листам нетрудоспособности
- + произведенный пациентом продукт

При обеспечении г.Саратова (1 млн. чел.)

- 1000 БИОС X 35 тыс.руб. = 35 млн. руб. \ год



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА ПО НАДЗОРУ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
(РОСЗДРАВНАДЗОР)

**РАЗРЕШЕНИЕ
НА ПРОВЕДЕНИЕ КЛИНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ
МЕДИЦИНСКОГО ИЗДЕЛИЯ**

от 15 декабря 2015 № 682/1015

Медицинское изделие: Устройство интрамедуллярное для
(указывается наименование медицинского изделия и (или) название производителя, остеоинтеграция бедренной кости по ТУ 9438-005-76751996-2014)
(используется для проведения медицинского изделия во внебиржевой*)

На основании приказа Росздравнадзора от 15.12.2015 № 5272
допущено к проведению клинических испытаний².

Настоящее разрешение выдано Обществу с ограниченной
(указывается полное наименование юридического лица)
ответственностью "Эндокарбон", ООО "Эндокарбон", 440068, г. Пенза,
ул. Центральная, д. 1

(указывается, в том числе фамилия, наименование, идентификационные
физические признаки код, адрес (место нахождения))

Производитель: Общество с ограниченной ответственностью
(указывается полное наименование юридического лица)
"Эндокарбон", ООО "Эндокарбон", 440068, г. Пенза, ул. Центральная,
д. 1

(указывается, в том числе фамилия, наименование, идентификационные
физические признаки код, адрес (место нахождения))

Место производства: 440068, г. Пенза, ул. Центральная, д. 1

(указывается адрес места производства медицинского изделия)

Номер регистрационного досье № РД-7463/22195 от 17.06.2015

Настоящее разрешение имеет приложение на 1 листе

Руководитель

(подпись)



М.А. Мурашко

(И.О.)

* Разрешение на проведение клинических испытаний медицинского изделия может быть признано, если оно
получено в соответствии с требованиями законодательства Российской Федерации.

² Место выдачи: ул. Промышленная, 30. Пенза, государственное учреждение "Федеральное учреждение "Росздравнадзор"
Структурное Управление "Федеральное" от 17 декабря 2012 г. № 1416 (Служба государственного контроля
Федерации, 2012, № 1, с. 14).



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА ПО НАДЗОРУ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
(РОСЗДРАВНАДЗОР)

**РЕГИСТРАЦИОННОЕ УДОСТОВЕРЕНИЕ
НА МЕДИЦИНСКОЕ ИЗДЕЛИЕ**

от 15 декабря 2015 года № РЗН 2015/3434

На медицинское изделие
Устройство интрамедуллярное для остеоинтеграции бедренной кости
по ТУ 9438-005-76751996-2014

Настоящее регистрационное удостоверение выдано
Обществу с ограниченной ответственностью "Эндокарбон"
(ООО "Эндокарбон"), Россия, 440068, г. Пенза, ул. Центральная, д. 1

Производитель
Общество с ограниченной ответственностью "Эндокарбон"
(ООО "Эндокарбон"), Россия, 440068, г. Пенза, ул. Центральная, д. 1

Место производства медицинского изделия
440068, г. Пенза, ул. Центральная, д. 1

Номер регистрационного досье № РД-7463/22195 от 17.06.2015

Вид медицинского изделия 258670

Класс потенциального риска применения медицинского изделия 26

Код Общероссийского классификатора продукции для медицинского изделия 94 3810

Настоящее регистрационное удостоверение имеет приложение на 1 листе

приказом Росздравнадзора от 15 декабря 2015 года № 9350
допущено к обращению на территории Российской Федерации.

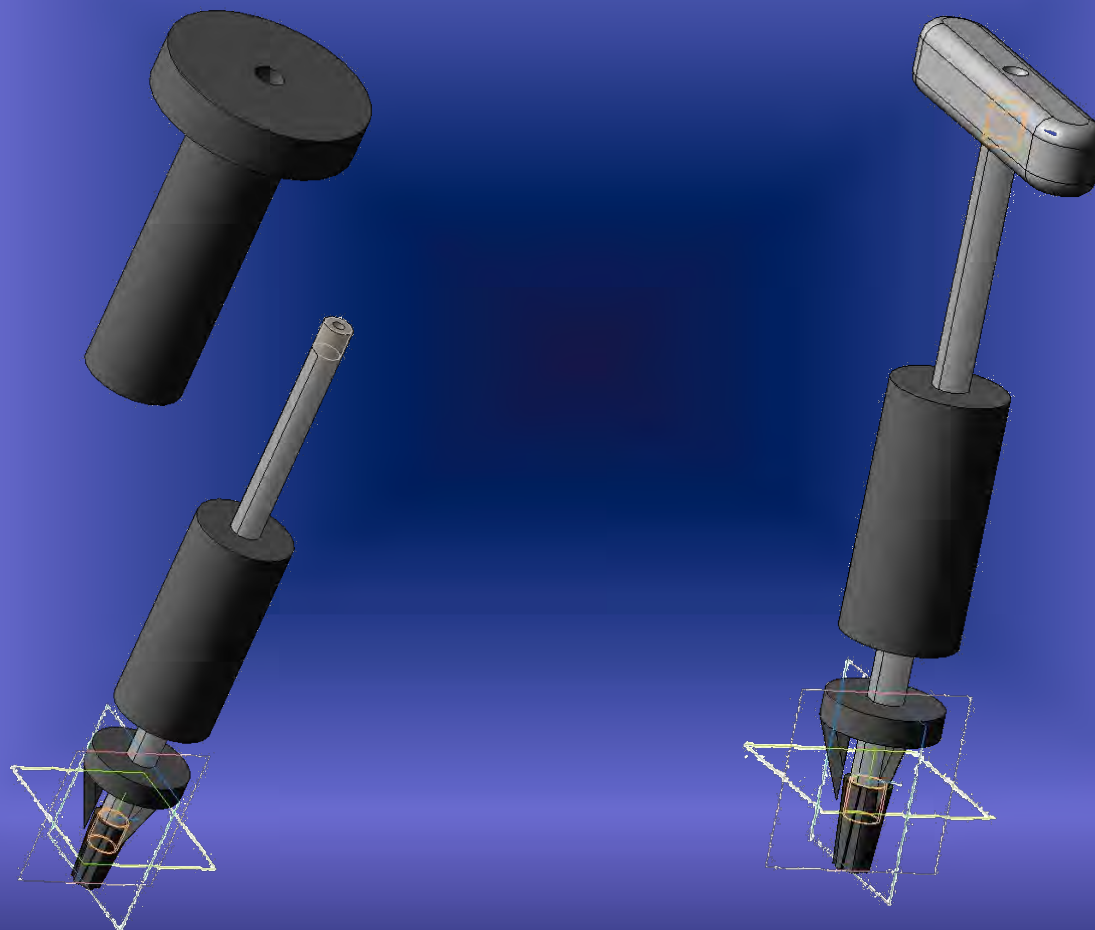
Руководитель Федеральной службы
по надзору в сфере здравоохранения



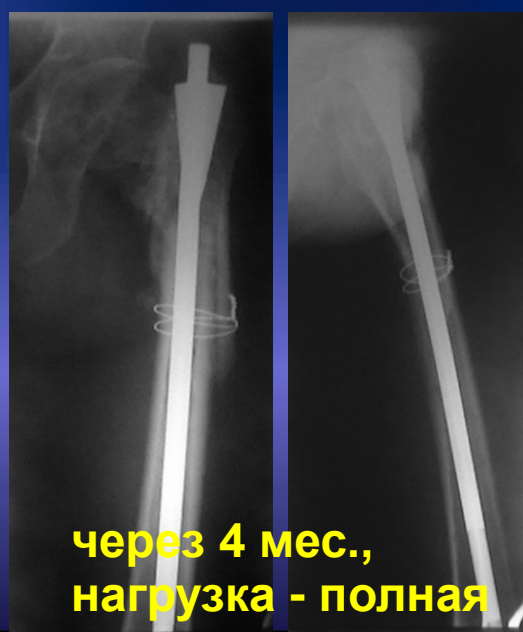
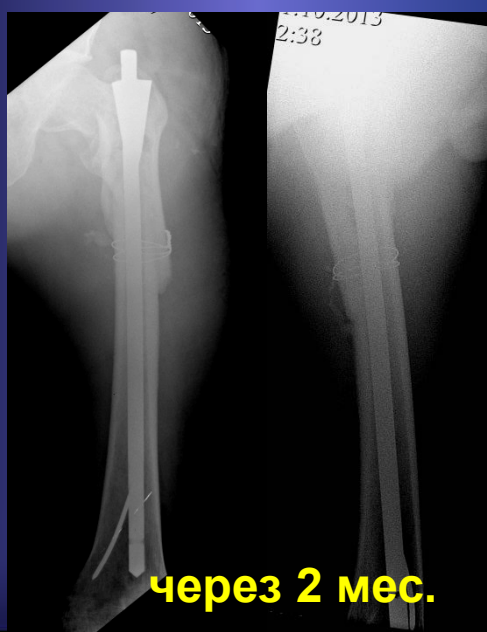
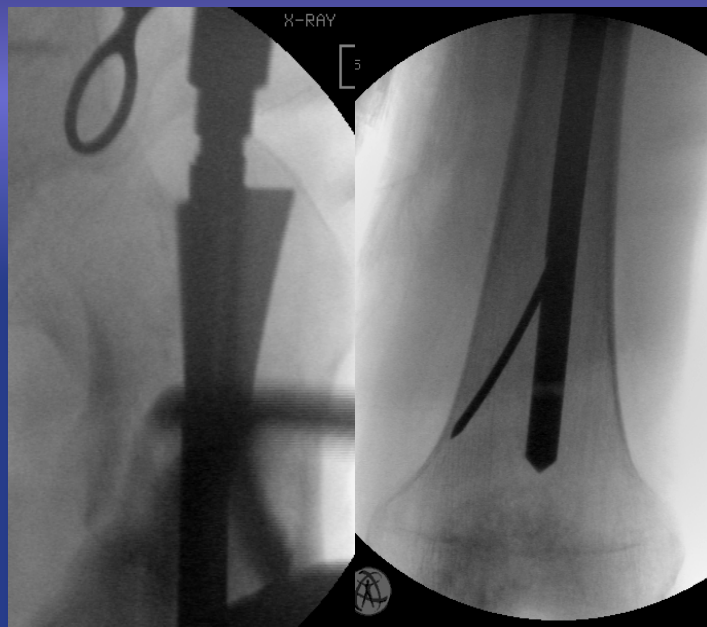
М.А. Мурашко

0015577

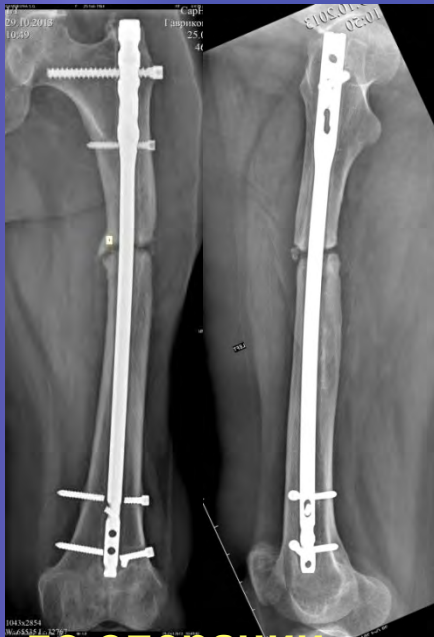
**Дополнительный инструмент
для введения стержня СарНИИТО
(для проксимальной части)**



Лечение неправильносрастающегося перелома $\frac{2}{3}$ бедра



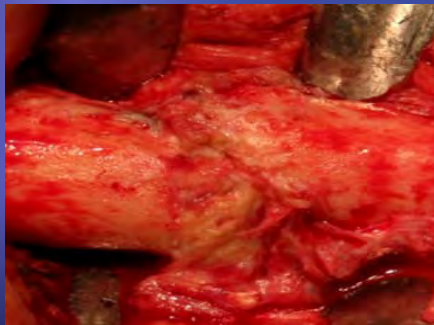
Лечение ложного сустава 1/3 бедра. Реостеосинтез стержнем «СарНИИТО»



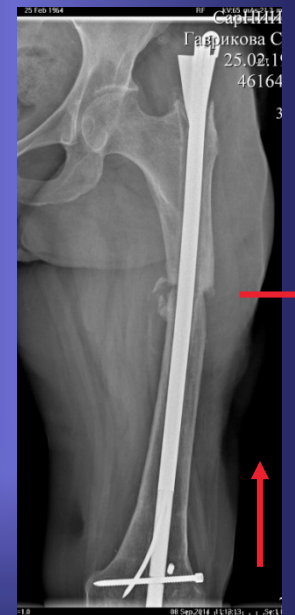
до операции



после операции

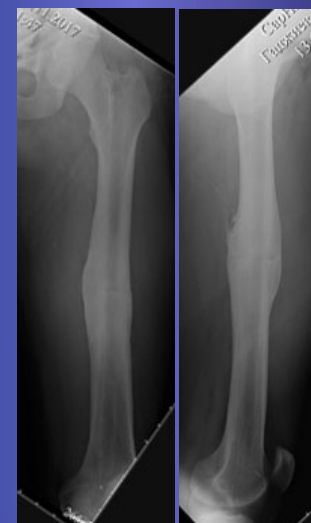
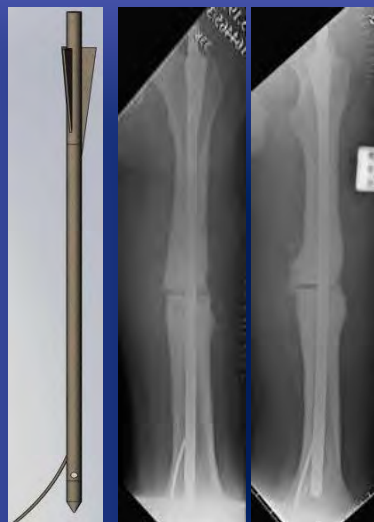


зона ложного сустава



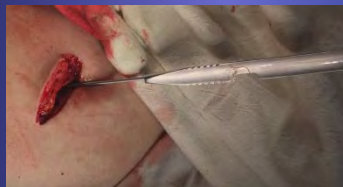
через 4 мес.

Лечение неправильносросшегося перелома $\frac{1}{3}$ бедра. Реостеосинтез стержнем «СарНИИТО»



Оскольчатый перелом с/з диафиза бедренной кости

«**B**arabash
Norkin
Barabash»



Оскольчатый перелом с/з диафиза бедренной кости. Продолжение.

«**B**arabash
Norkin
Barabash»



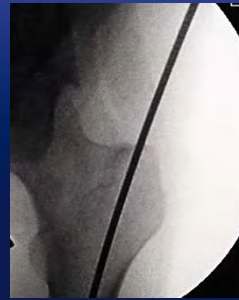
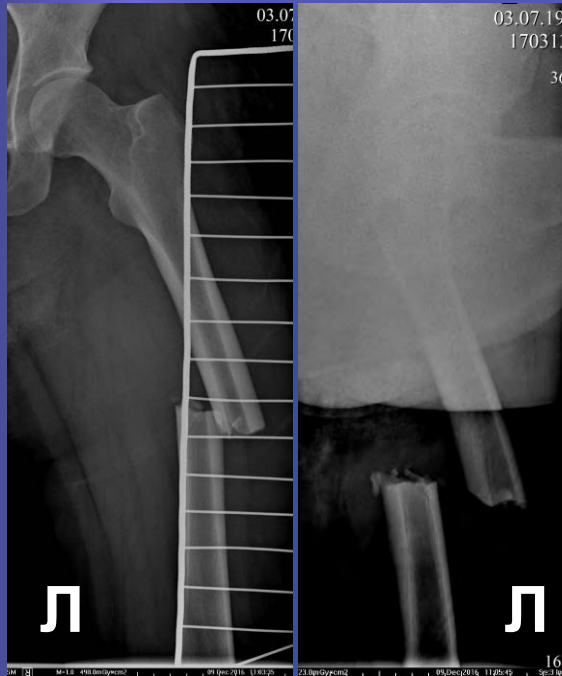
6 мес.



9 мес.

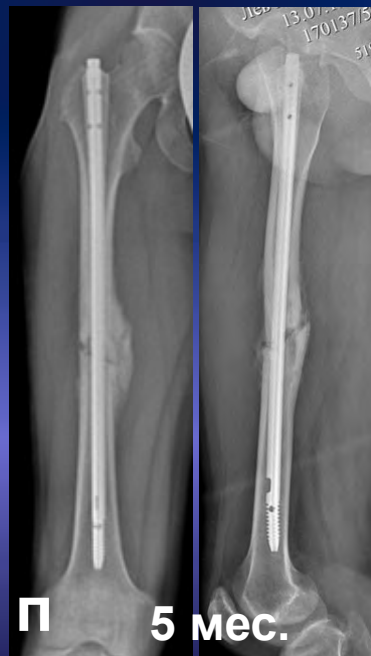
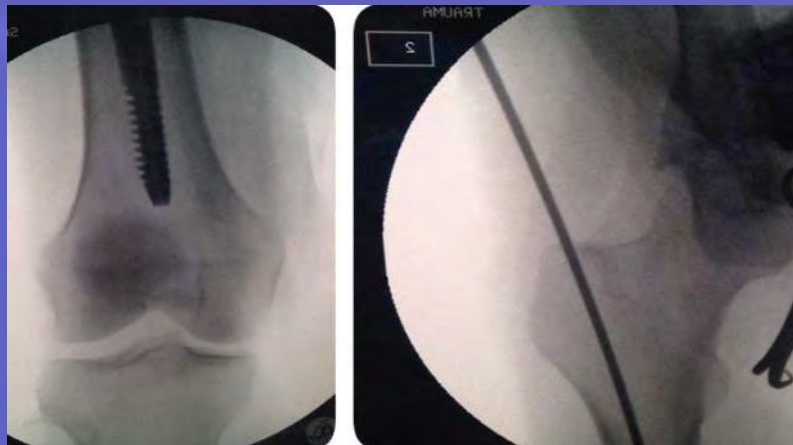
Оскольчатый перелом с/з диафиза бедренной кости

«**B**arabash
Norkin
Barabash»



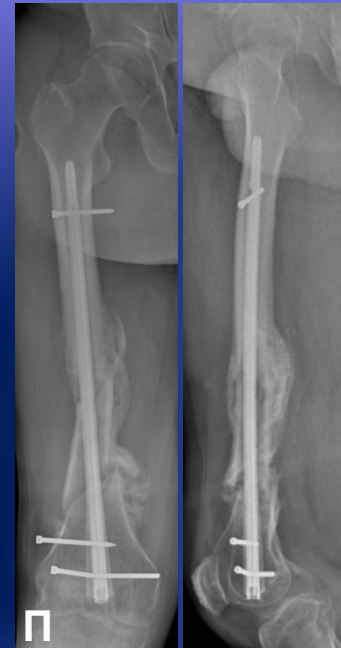
Оскольчатый перелом с/з диафиза бедренной кости

«**B**arabash
Norkin
Barabash»

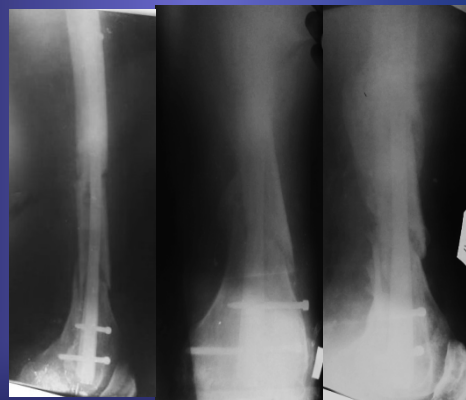


Фрагментарный перелом с/з диафиза бедренной кости

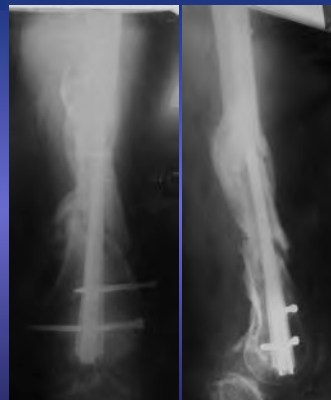
«**B**arabash
Norkin
Barabash»



9 мес.



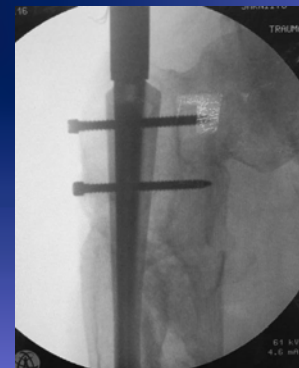
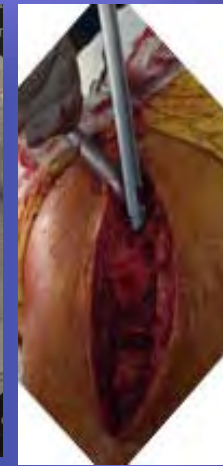
3 мес.



6 мес.

Лечение ложного сустава подвертельной области бедренной кости стержнем

« Barabash
Norkin
Barabash »

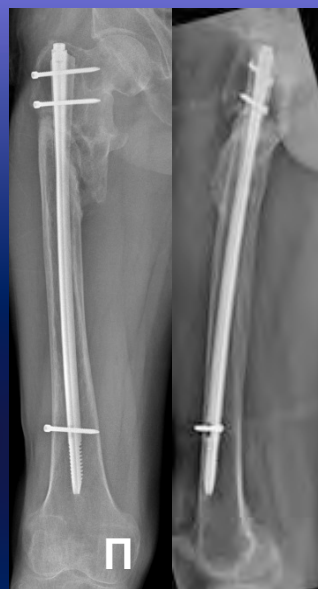


этапы операции

Лечение ложного сустава подвертельной области бедренной кости стержнем «ВНВ» (продолжение)



3 месяца



5 месяцев



6 месяцев



11 месяцев

Лечение ложных суставов с/з диафиза обеих
бедренных костей. Состояние после МОС (по 2 раза).



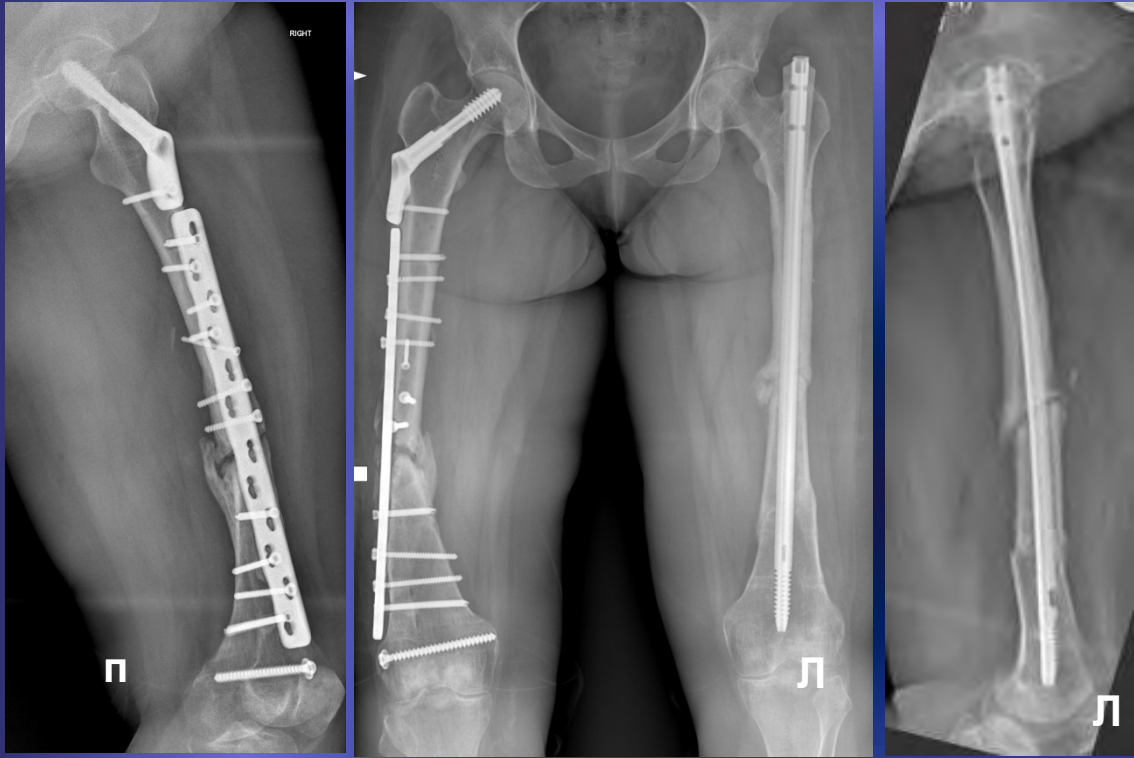
« Barabash
Norkin
Barabash »



3 мес.

Лечение ложных суставов с/з диафиза обеих
бедренных костей. Состояние после МОС.
Продолжение.

« **B**arabash
Norkin
Barabash »

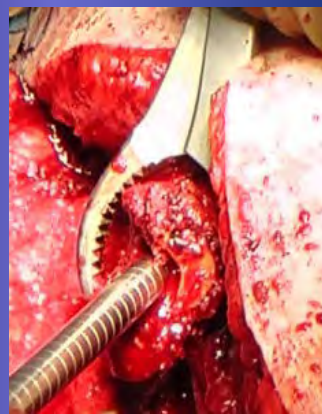
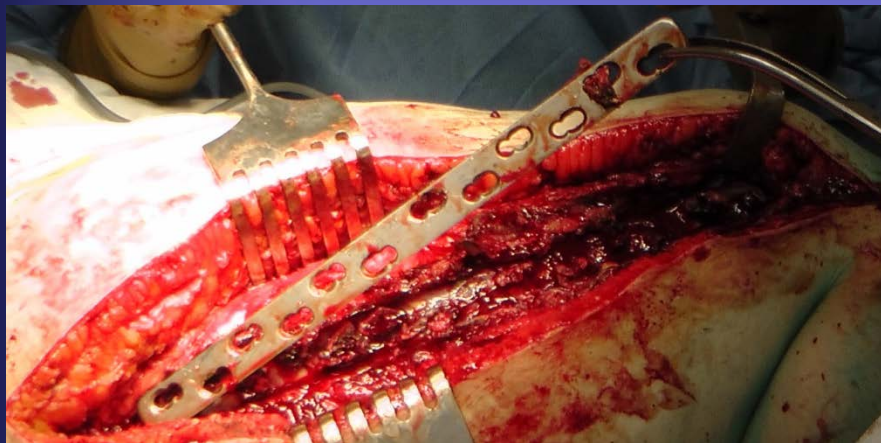


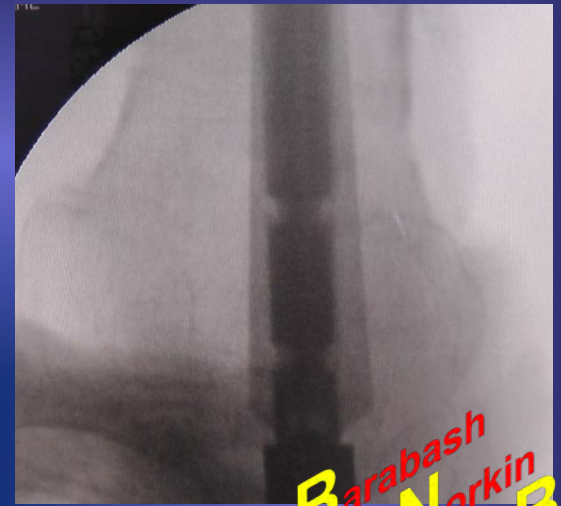
5 месяцев



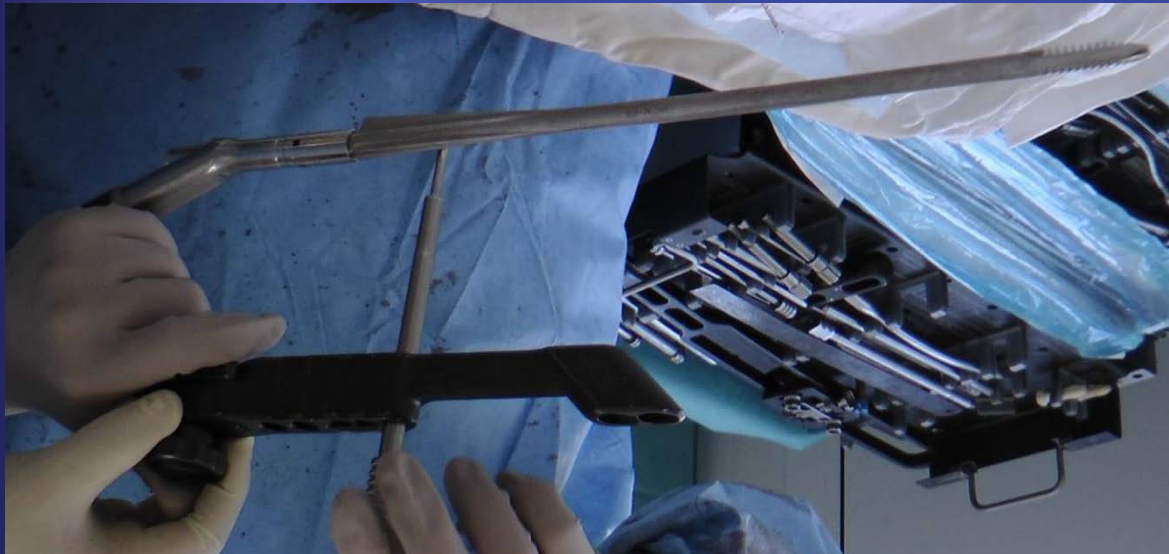
после операции

Этапы операции реостеосинтеза стержнем «Barabash Norkin Barabash»



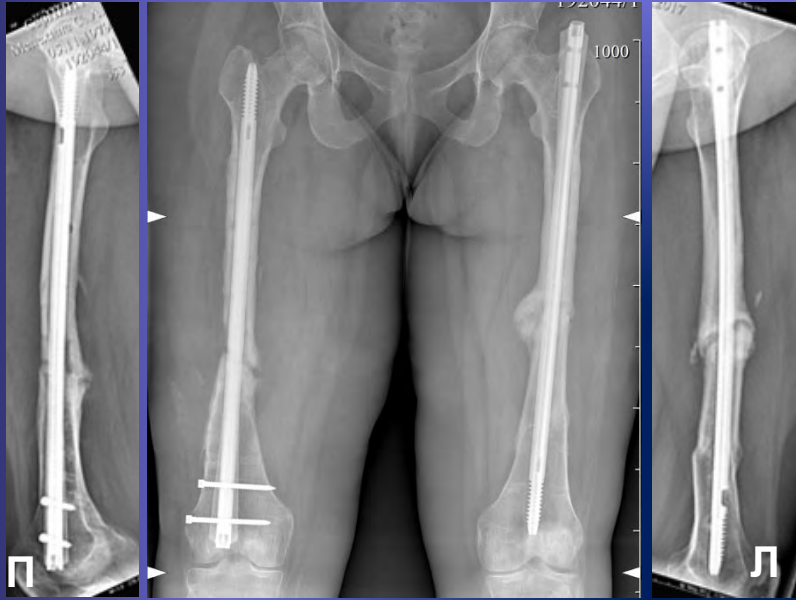


« Barabash
Norkin
Baraba
»



Лечение ложных суставов с/з диафиза обеих
бедренных костей. Состояние после МОС.
Продолжение.

« **B**arabash
Norkin
Barabash »



6 месяцев

11 месяцев

Фосфат диабет. Деформация левой бедренной кости 30°



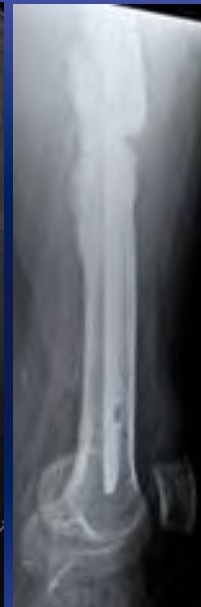
« Barabash
Norkin
Barabash »

Лечение неправильносрастающегося перелома в/з диафиза левой бедренной кости (3 месяца). Пациентки 92 года.



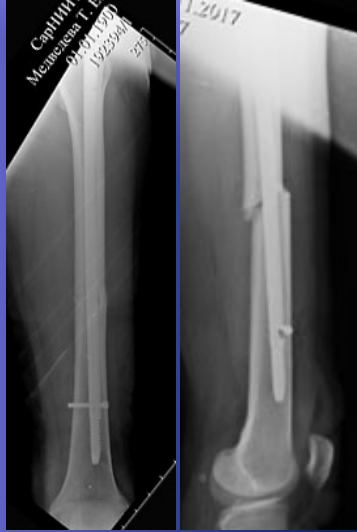
Лечение неправильносрастающего перелома
в-с/з диафиза левой бедренной кости стержнем
Состояние после БИОС (2 раза).

« Barabash
Norkin
Barabash »



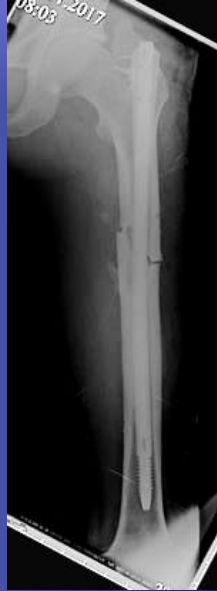
Лечение перелома с/з диафиза бедренной кости стержнем

«**B**arabash
Norkin
Barabash
»



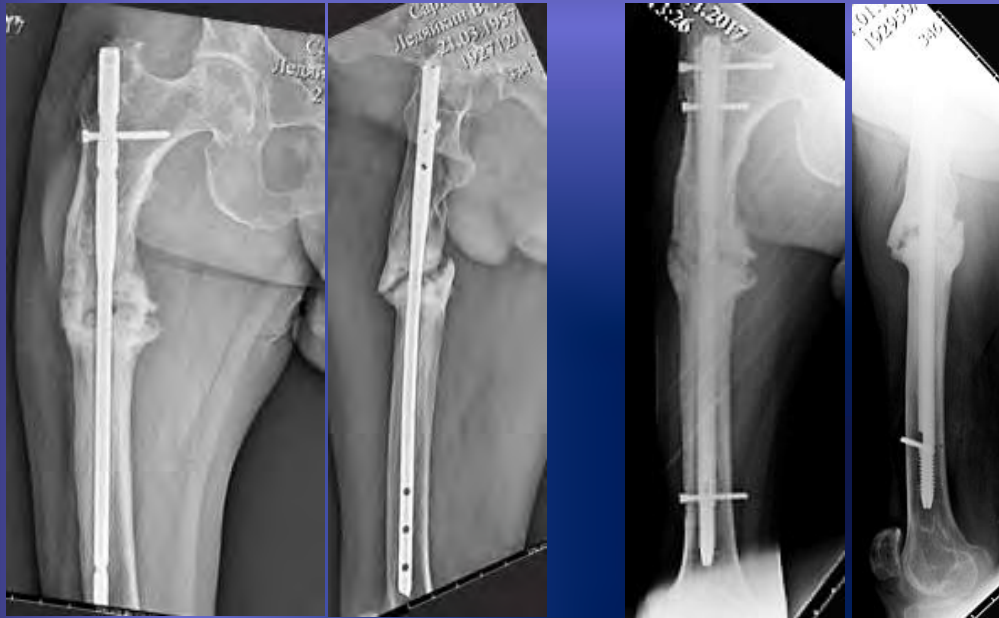
Лечение перелома с/з диафиза бедренной кости стержнем

« **B**arabash
Norkin
Barabash »



Лечение ложного сустава в-с/з диафиза бедренной кости стержнем

« Barabash
Norkin
Barabash »





« Barabash
Norkin
Barabash
»

Спасибо за внимание

The background is a dark blue gradient with numerous thin, light blue lines and small white dots scattered across it, creating a sense of motion and depth. The lines are mostly horizontal and slightly curved, with some dots appearing as if they are part of the lines or are floating independently.

Спасибо за внимание!